

ОПТИМИЗАЦИЯ СПОНДИЛОСИНТЕЗА ПРИ НЕКОТОРЫХ ОСКОЛЬЧАТЫХ ПОВРЕЖДЕНИЯХ ПОЗВОНКОВ ГРУДОПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ

DOI: 10.17691/stm2020.12.4.04

УДК 616.711-001.1-003.93-089.844:612.017.1

Поступила 7.12.2019 г.



С.В. Лихачев, к.м.н., старший научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебрологии НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии¹;

В.Б. Арсениевич, к.м.н., зав. травматолого-ортопедическим отделением №3 НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии¹;

В.В. Островский, к.м.н., директор НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии¹;

А.Е. Шульга, к.м.н., старший научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебрологии НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии¹;

А.В. Зарецков, к.м.н., доцент кафедры травматологии и ортопедии¹;

Д.В. Иванов, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики²;

А.В. Доль, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики²;

А.М. Донник, ассистент кафедры математической теории упругости и биомеханики²;

В.В. Зарецков, д.м.н., ведущий научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебрологии НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии¹;
профессор кафедры травматологии и ортопедии¹

¹Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, ул. Большая Казачья, 112, Саратов, 410012;

²Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, ул. Астраханская, 83, Саратов, 410012

Промежуточная транспедикулярная фиксация — дополнительное введение транспедикулярных винтов в поврежденные позвонки, получающая в настоящее время распространение в клинической практике, является усовершенствованием наиболее популярного хирургического вмешательства по поводу повреждений позвоночника. Монолатеральное введение транспедикулярных винтов в поврежденные позвонки позволяет сочетать преимущества промежуточной транспедикулярной фиксации с возможностью выполнения переднего опорного корпородеза без перемонтажа транспедикулярной системы.

Цель исследования — с помощью компьютерного биомеханического моделирования оценить стабильность компоновки промежуточной транспедикулярной фиксации, позволяющей при необходимости выполнить передний опорный корпородез.

Материалы и методы. Использовали DICOM-файлы, полученные при КТ пациента с повреждением переходного груднопоясничного отдела позвоночника, и программный продукт ANSYS. Стабильность транспедикулярной системы и опороспособность дополняющего ее имплантата Mesh, устанавливаемого при наличии монолатеральных промежуточных транспедикулярных винтов, оценивались с использованием компьютерного моделирования, базирующегося на методе конечных элементов.

Результаты. По данным моделирования получены значения поля напряжений и перемещений для систем позвоночник–металлоконструкция различной компоновки. При моделировании нагрузок, соответствующих ходьбе, падению с высоты роста, максимальные нагрузки, превышающие предел прочности костной ткани (153–161 МПа), зарегистрированы при использовании стандартной 4-винтовой системы (190 МПа). Применение предложенной компоновки системы фиксации, дополненной промежуточными винтами, позволяет получить нагрузки в системе позвоночник–металлоконструкция, не превышающие пороговые величины. Дополнение транспедикулярной системы с промежуточными винтами эксцентрически установленным имплантатом Mesh увеличивает стабильность фиксации.

Заключение. Полученные результаты демонстрируют высокую степень механической стабильности предложенной компоновки металлоконструкции и ее потенциальную эффективность в стабилизации переходного груднопоясничного отдела позвоночника.

Для контактов: Лихачев Сергей Вячеславович, e-mail: likha4@mail.ru

Ключевые слова: травма позвоночника; переходный грудопоясничный отдел; метод конечных элементов; промежуточная транспедикулярная фиксация; передний опорный корпородез.

Как цитировать: Likhachev S.V., Arsenievich V.B., Ostrovskiy V.V., Shulga A.E., Zaretskov A.V., Ivanov D.V., Dol A.V., Donnik A.M., Zaretskov V.V. Optimization of spondylosynthesis for certain thoracolumbar burst fractures. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2020; 12(4): 30–39, <https://doi.org/10.17691/stm2020.12.4.04>

English

Optimization of Spondylosynthesis for Certain Thoracolumbar Burst Fractures

S.V. Likhachev, MD, PhD, Senior Researcher, Department of Innovative Projects in Neurosurgery and Vertebrology, Research Institute of Traumatology, Orthopedics, and Neurosurgery¹;
V.B. Arsenievich, MD, PhD, Head of Traumatology and Orthopedics Department No.3, Research Institute of Traumatology, Orthopedics, and Neurosurgery¹;
V.V. Ostrovskiy, MD, PhD, Director, Research Institute of Traumatology, Orthopedics, and Neurosurgery¹;
A.E. Shulga, MD, PhD, Senior Researcher, Department of Innovative Projects in Neurosurgery and Vertebrology, Research Institute of Traumatology, Orthopedics, and Neurosurgery¹;
A.V. Zaretskov, MD, PhD, Associate Professor, Department of Traumatology and Orthopedics¹;
D.V. Ivanov, PhD, Associate Professor, Department of Mathematical Theory of Elasticity and Biomechanics²;
A.V. Dol, PhD, Associate Professor, Department of Mathematical Theory of Elasticity and Biomechanics²;
A.M. Donnik, Assistant, Department of Mathematical Theory of Elasticity and Biomechanics²;
V.V. Zaretskov, MD, DSc, Leading Researcher, Department of Innovative Projects in Neurosurgery and Vertebrology, Research Institute of Traumatology, Orthopedics, and Neurosurgery¹; Professor, Department of Traumatology and Orthopedics¹

¹V.I. Razumovsky Saratov State Medical University, 112 Bolshaya Kazachya St., Saratov, 410012, Russia;

²Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov, 410012, Russia

Intermediate transpedicular fixation, i.e. additional insertion of transpedicular screws into the injured vertebrae, is an improvement to the most popular surgical intervention for spinal injuries, currently gaining widespread use in clinical practice. Unilateral insertion of transpedicular screws into the injured vertebrae allows combining the advantages of intermediate transpedicular fixation with the possibility to perform anterior column support without remounting the transpedicular system.

The aim of the study was to use biomechanical computer modeling for evaluating the stability of intermediate transpedicular fixation components, which allow performing anterior column support if necessary.

Materials and Methods. DICOM files obtained during CT scan of a patient with intermediate thoracolumbar spine injury and the ANSYS software were used. Stability of the transpedicular system and supportability of the complementary Mesh implant installed with unilateral intermediate transpedicular screws were evaluated using computer modeling based on the finite element method.

Results. The values of stress and displacement fields for spine–hardware systems with various arrangements have been obtained. The maximum loads exceeding bone tissue strength (153–161 MPa) were registered for standard 4-screw system (190 MPa) when modeling the load equivalent for walking and falling from a standing position. The use of the proposed fixation system arrangement supplemented with intermediate screws allows obtaining loads in the spine–hardware system not exceeding these thresholds. Complementary eccentric Mesh implant enhances fixation stability of the transpedicular system with intermediate screws.

Conclusion. The results show the high degree of mechanical stability of the proposed hardware arrangement and its potential efficacy for thoracolumbar transitional vertebra stabilization.

Key words: spine trauma; thoracolumbar transitional vertebra; finite element method; intermediate transpedicular fixation; anterior column support.

Введение

Переломы позвонков переходного грудопоясничного отдела (Th₁₁–L₂) составляют до 90% повреждений позвоночного столба [1–3]. Из них до 20% являются оскольчатыми (burst fractures в англоязычных источниках) [4]. Нерешенным остается вопрос о выборе тактики хирургического лечения подобных травм.

По данным литературы, при этом виде повреждений «золотым стандартом» служит короткосегментарная транспедикулярная фиксация, характеризующаяся минимальным числом блокируемых позвоночно-двигательных сегментов и низкой интраоперационной кровопотерей [5–8]. Однако преимущества данной компоновки фиксирующей системы отчасти нивелируются риском развития нестабильности короткосегментарной

металлоконструкции (до 54% случаев) и последующим рецидивом посттравматической кифотической деформации [9–12]. В связи с этим предлагается использовать полисегментарные конструкции [13].

Стабильность системы кость–металлоконструкция при короткосегментарной и полисегментарной фиксации улучшается в результате билатерального введения транспедикулярных винтов в поврежденный позвонок — вмешательство называется промежуточной транспедикулярной фиксацией (intermediate screw fixation) [14, 15]. При снижении опороспособности тела этого позвонка в последующем дорзальная фиксация может быть дополнена вентральным корпородезом [16]. Выполнение переднего опорного корпородеза требует перемонтажа дорзальной конструкции, в основном для удаления из тела поврежденного позвонка транспедикулярных винтов, которые препятствуют костной резекции [17, 18].

В доступной литературе особенности применения промежуточных транспедикулярных винтов, а также выполнение вентрального спондилодеза при наличии транспедикулярных систем подобной компоновки освещены недостаточно. Это явилось основанием для проведения представленного экспериментального исследования.

Цель исследования — с помощью компьютерного биомеханического моделирования оценить стабильность компоновки промежуточной транспедикулярной фиксации, позволяющей при необходимости выполнить передний опорный корпородез.

Материалы и методы

Прогнозирование «выживаемости» системы позвоночник–металлоконструкция можно осуществить при использовании компьютерного биомеханического моделирования. Его математической основой является метод конечных элементов — численный метод решения дифференциальных уравнений с частными производными, а также интегральных уравнений, возникающих при решении задач прикладной физики. Метод исполь-

зуется для решения задач механики деформируемого твердого тела, в качестве которого можно рассматривать инструментированный позвоночник. В настоящее время эта технология может использоваться как элемент предоперационного планирования [19–23].

Применение данной технологии покажем на примере лечения больной И., 60 лет, с компрессионно-оскольчатыми переломами позвонков Th₁₂ и L₁. Ей была выполнена рентгенография позвоночника в двух проекциях в положении стоя в режиме all body и компьютерная томография (КТ). Файлы DICOM, полученные при КТ и рентгенографии, послужили исходными данными для построения твердотельной модели инструментированного позвоночника. На первом этапе создавалась трехмерная компьютерная модель позвоночника, а потом — трехмерные модели фиксирующих транспедикулярных систем. В дальнейшем модели систем фиксации и модели позвоночника комбинировали с учетом его расположения в пространстве по данным рентгенограмм в положении стоя.

Биомеханическое моделирование выполняли для планирования возможных вариантов компоновки металлоконструкции на основании DICOM-файлов, полученных при интроскопических исследованиях. Виртуальное тестирование каждой модели дало возможность изучить напряженно-деформированные состояния в системе позвоночник–металлоконструкция. Использование программного продукта конечно-элементного анализа ANSYS позволило рассчитать и проанализировать напряжения, возникающие в позвонках, межпозвонковых дисках и транспедикулярной системе при приложении следящей нагрузки и нагрузок, возникающих при сгибании, разгибании, наклонах вправо и влево, а также при разнонаправленной ротации. Характеристики нагрузок (величина моментов) соответствовали усредненным антропометрическим данным пациентов. Механические характеристики позвоночного столба и имплантатов заимствованы из доступной литературы [24–26].

При планировании спондилосинтеза в ходе компьютерного биомеханического моделирования рассматри-

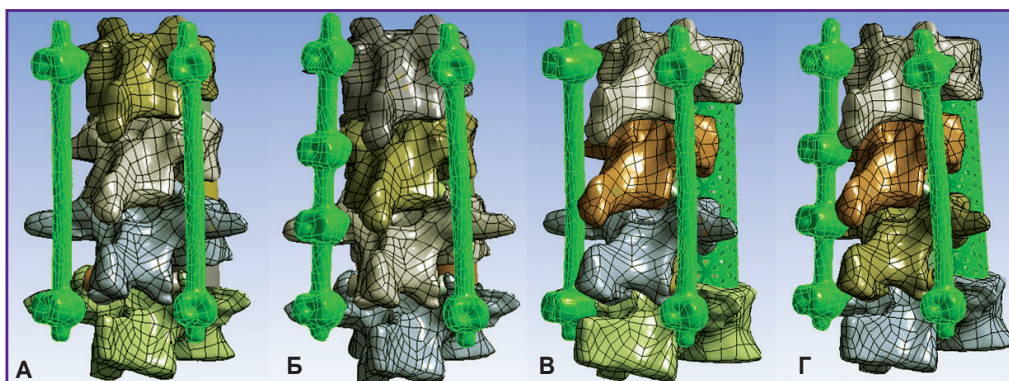


Рис. 1. Трехмерные твердотельные модели систем позвоночник–металлоконструкция А–Г — варианты компоновки фиксирующих систем

Таблица 1

Механические свойства тканей позвоночного столба и имплантатов

Ткани	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальный слой кости	12000	0,3
Губчатый слой кости	100	0,2
Межпозвонковый диск	24	0,5
Фасеточный сустав	10	0,4
Титан	112000	0,3

вали следующие варианты дизайна фиксирующих систем, представленные на рис. 1:

А — фиксация в сегментах Th₁₁–L₂ (транспедикулярная система с 4 винтами, введенными в смежные с поврежденными позвонки);

Б — фиксация в сегментах Th₁₁–L₂ (система дополнена промежуточными транспедикулярными винтами, введенными в позвонки Th₁₂ и L₁ слева);

В — фиксация в сегментах Th₁₁–L₂ (транспедикулярная система с 4 винтами, введенными в смежные с поврежденными позвонки), резекция тел поврежденных позвонков по типу паза, установка опорного кейджа типа Mesh по центральной оси тел позвонков;

Г — фиксация в сегментах Th₁₁–L₂ (система дополнена промежуточными транспедикулярными винтами, введенными в позвонки Th₁₂ и L₁ слева), резекция тел поврежденных позвонков по типу паза, установка опорного кейджа типа Mesh со смещением вправо относительно центральной оси тел позвонков.

У пациентов в возрасте свыше 40 лет существует повышенный риск развития нестабильности транспедикулярной системы, связанный с посттравматическим остеонекрозом поврежденного позвонка [27]. Исходя из этого, при планировании компоновки системы учитывали вероятность выполнения в последующем переднего опорного корпородеза (рис. 1, В, Г).

Для моделирования осевой нагрузки к замыкательной пластине позвонка Th₁₁ прикладывали силу величиной 400 Н. При моделировании наклонов (вперед, назад,

влево, вправо, ротационный поворот) прикладывалось усилие в 7,5 Н·м. На нижнюю замыкательную пластинку L₂ накладывали ограничение по перемещениям.

Все материалы считались идеально упругими, изотропными. Свойства материалов представлены в табл. 1.

Результаты

По данным моделирования были рассчитаны поля напряжений и перемещений, представленные на рис. 2–7. Приведены поля распределения перемещений и напряжений для случая комбинированной нагрузки «компрессионная сила–изгибающий момент (наклон вперед)». Для остальных типов комбинированной нагрузки (во всех случаях прикладывалась компрессионная сила, к которой добавлялись изгибающие моменты назад, влево, вправо, а также

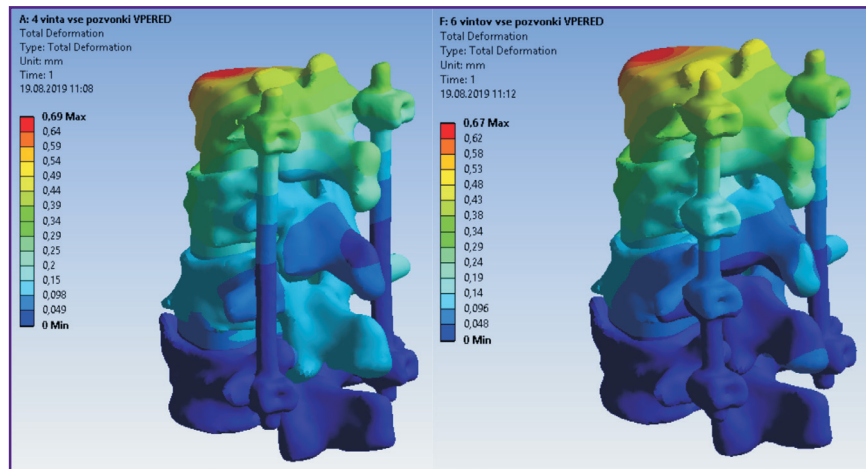


Рис. 2. Поля перемещений в модели позвоночника и 4-винтовой транспедикулярной системы (слева) и модели, дополненной промежуточными винтами, введенными в поврежденные позвонки (справа)

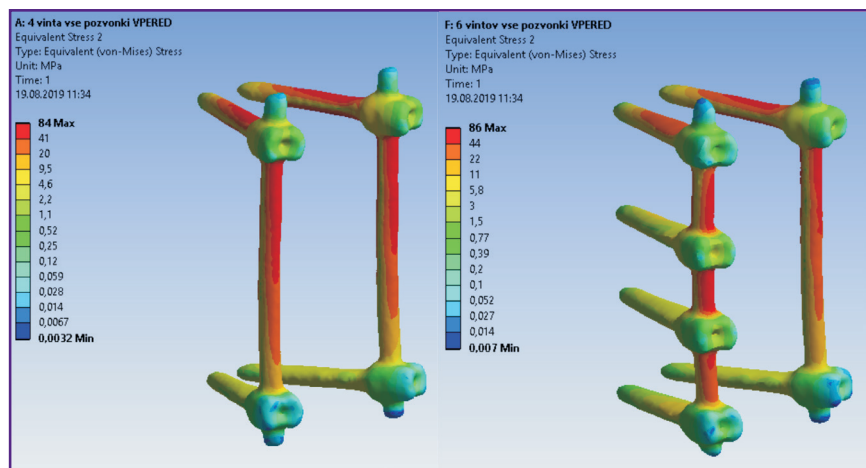


Рис. 3. Поля эквивалентных напряжений в модели 4-винтовой транспедикулярной системы (слева) и модели, дополненной промежуточными винтами, введенными в поврежденные позвонки (справа)

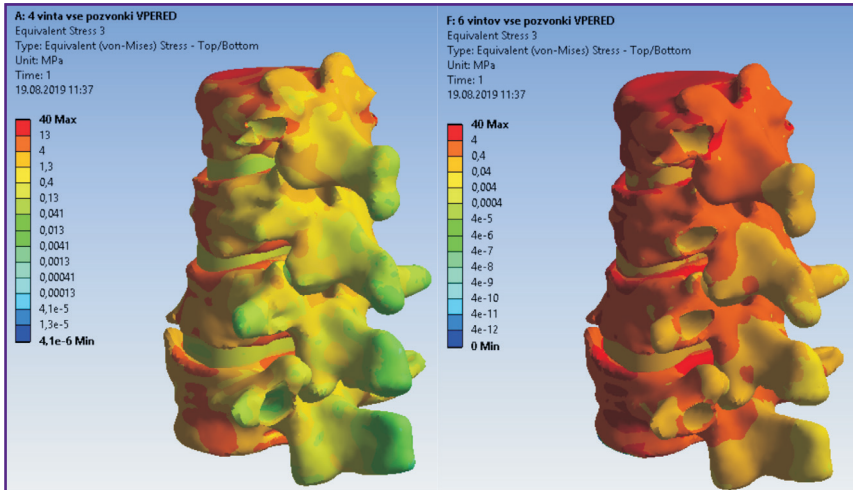


Рис. 4. Поля эквивалентных напряжений в тканях позвоночника при использовании 4-винтовой транспедикулярной системы (слева) и системы, дополненной промежуточными винтами, введенными в поврежденные позвонки (справа)

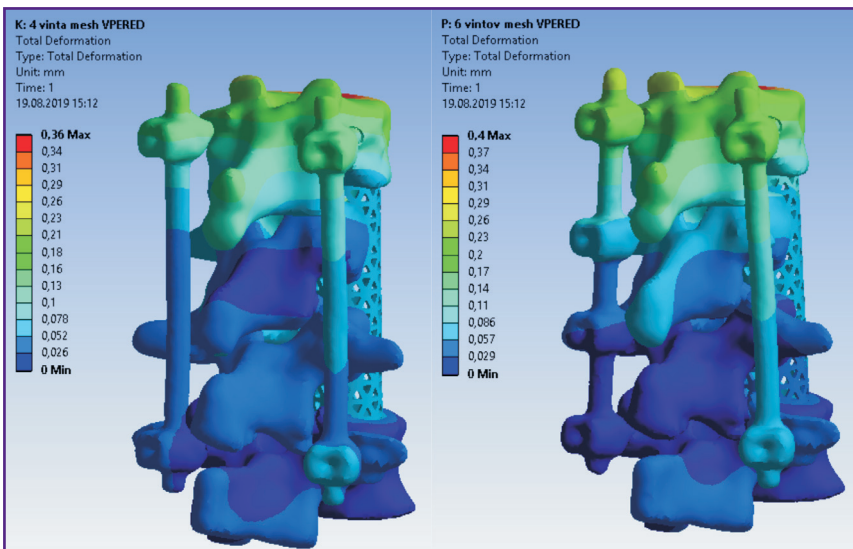


Рис. 5. Поля перемещений в моделях 4-винтовой транспедикулярной фиксации (слева) и транспедикулярной фиксации, дополненной промежуточными винтами (справа). В обоих случаях выполнен передний опорный корпородез Mesh

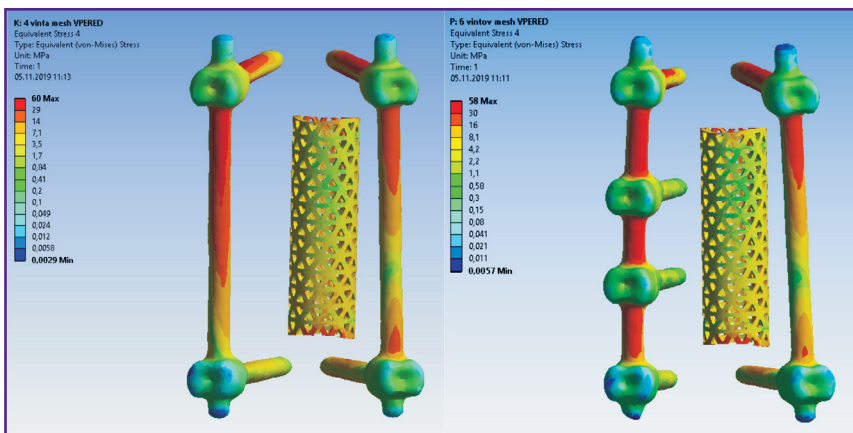


Рис. 6. Поля эквивалентных напряжений в имплантатах в моделях 4-винтовой транспедикулярной фиксации (слева) и транспедикулярной фиксации, дополненной промежуточными винтами (справа). В обоих случаях выполнен передний опорный корпородез Mesh

скручивающий момент) картины распределения напряжений и перемещений имели схожий вид.

Результаты расчетов для всех вариантов нагружения и систем фиксации были сведены в табл. 2–4. Используются типы компоновок согласно рис. 1.

С точки зрения биомеханики и 4-винтовая, и 6-винтовая конструкции обеспечивают необходимую стабильность в положении пациента стоя с нагрузкой, соответствующей его массе. Конструкции с кейджем типа Mesh более стабильны, обеспечивают более

Рис. 7. Поля эквивалентных напряжений в твердых и мягких тканях в условиях 4-винтовой транспедикулярной фиксации (слева) и транспедикулярной фиксации, дополненной промежуточными винтами (справа). В обоих случаях выполнен передний опорный корпорорез Mesh

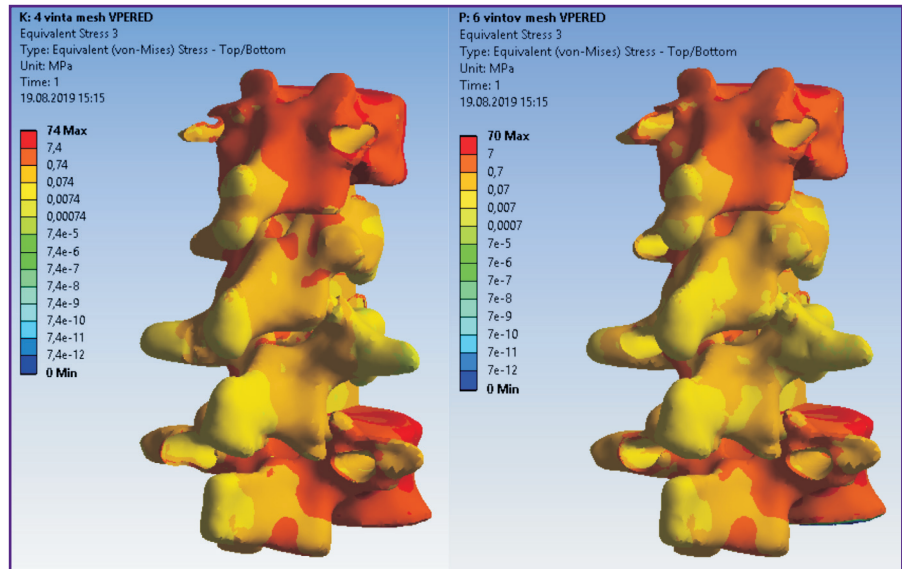


Таблица 2

Максимальные перемещения в моделях, мм

Компоновка	Вперед	Назад	Влево	Вправо	Скручивание
A	0,7	1,1	0,7	0,9	0,9
Б	0,7	0,8	0,6	0,7	0,6
В	0,4	0,9	0,6	0,7	0,6
Г	0,4	0,8	0,6	0,5	0,5

Таблица 3

Максимальные напряжения в транспедикулярной конструкции, МПа

Компоновка	Вперед	Назад	Влево	Вправо	Скручивание
A	84	64	1100	1200	91
Б	86	65	99	66	90
В	60	54	900	950	62
Г	58	50	94	61	56

жесткую фиксацию, поэтому в костных структурах при установке Mesh возникают более высокие напряжения. И наоборот, более высокие эквивалентные напряжения возникают в транспедикулярной конструкции в тех случаях, когда Mesh отсутствует. Основную нагрузку несут на себе винты. Кейдж Mesh в случае установки забирает на себя часть нагрузки, поэтому винты оказываются менее нагруженными. Такая ситуация возникает, когда моделируются нагрузки, соответствующие положению стоя и наклонам в различные стороны без дополнительной нагрузки.

Если же оценивать и сравнивать варианты хирургических вмешательств при моделировании компрессионной нагрузки, соответствующей ходьбе или падению с высоты роста пациента, то картина распределения

Таблица 4

Максимальные напряжения в костных структурах, МПа

Компоновка	Вперед	Назад	Влево	Вправо	Скручивание
A	40	65	58	60	40
Б	40	45	56	49	76
В	74	80	67	70	53
Г	70	50	64	57	50

Таблица 5

Максимальные напряжения в костных структурах и имплантатах, МПа

Компоновка	Костные ткани	Имплантаты
A	190	290
Б	64	270
В	150	190
Г	140	160

напряжений будет существенно другой. Так, чтобы смоделировать падение с высоты роста человека, прикладываемая к моделям компрессионная нагрузка увеличивалась до 1200 Н. Результаты расчетов для данной компрессионной нагрузки в комбинации с моментом, моделирующим наклон туловища вперед (величиной 7,5 Н·м), приведены в табл. 5.

Предел прочности кортикальной кости позвонков в различных источниках указывается в рамках от 153 до 161 МПа [25, 26]. Таким образом, в случае установки 4-винтовой транспедикулярной системы (рис. 1, А) эквивалентные напряжения в костных тканях существенно превышают предел прочности, а это в свою очередь будет приводить к разрушению кости и потере стабильности системы позвоночник–имплантат.

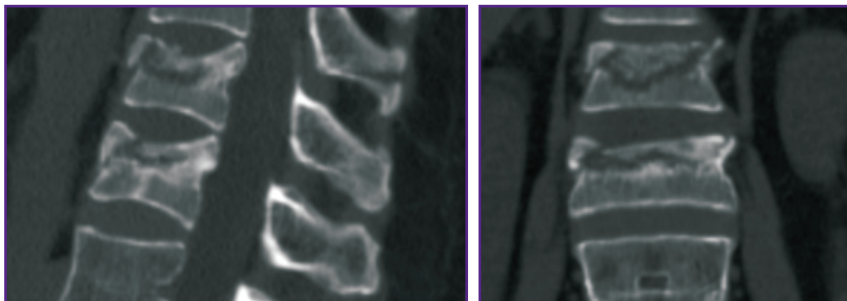


Рис. 8. КТ позвонков Th₁₂ и L₁ больной И. до операции

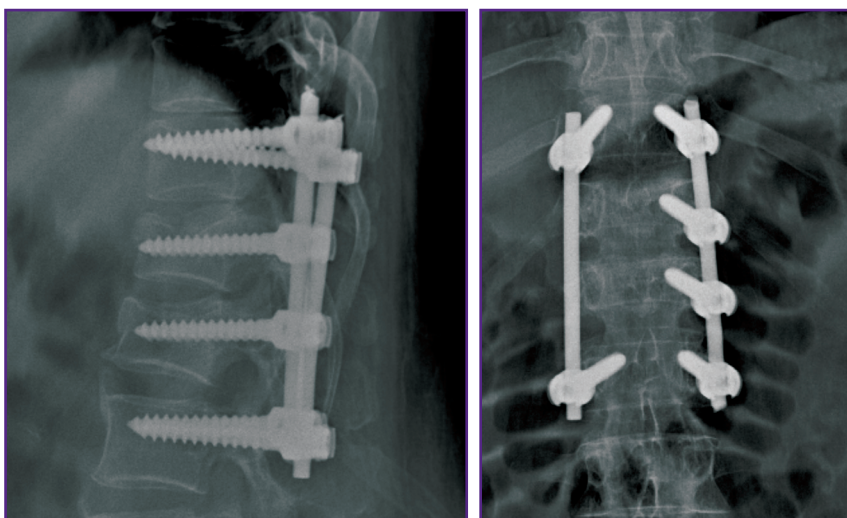


Рис. 9. Рентгенограммы переходного грудопоясничного отдела позвоночника больной И. после выполнения транспедикулярной фиксации

В случае установки 6-винтовой транспедикулярной системы (рис. 1, Б) максимальные напряжения в костях оказываются существенно ниже предела прочности, так как большая часть нагрузки в этих случаях распределяется по системе фиксации. Дополнение 4- и 6-винтовых транспедикулярных систем опорным имплантатом Mesh (см. рис. 1, В, Г) уменьшает значения максимальных перемещений в обеих моделях и уравнивает их друг с другом. Однако при этом соотношение показателей напряжений в тканях позвоночника и металлоконструкции сохраняется в пользу модели 6-винтовой транспедикулярной системы.

Рассмотрим данные положения на частном примере больной И., 60 лет (см. «Материалы и методы»).

В стационар института больная была госпитализирована с диагнозом «закрытая неосложненная травма переходного грудопоясничного отдела позвоночника с компрессионно-оскольчатыми переломами позвонков Th₁₂ и L₁ (Th₁₂ — тип А3NOM0; L₁ — тип А4NOM0 по классификации AOSpine)» (рис. 8). Травма получена при падении с высоты 3 м. Учитывая характер повреждения позвоночника, а также наличие сопутствующей соматической патологии, при выполнении операции мы

ограничились транспедикулярной фиксацией поврежденного отдела позвоночника. Инструментированы сегменты Th₁₁–Th₁₂, Th₁₂–L₁, L₁–L₂, при этом билатерально введены винты в интактные позвонки Th₁₁, L₂ и монолатерально слева — в поврежденные позвонки Th₁₂ и L₁ (рис. 9). Послеоперационный период протекал без особенностей, больная активизирована на 2-е сутки после операции.

Контрольное КТ-обследование, выполненное через 6 мес после вмешательства, выявило отсутствие опороспособности и признаки асептического остеонекроза тел поврежденных позвонков (рис. 10).

С учетом этой ситуации из правостороннего торакофрентомного доступа выполнена дискэктомия на уровне Th₁₁–Th₁₂, Th₁₂–L₁, L₁–L₂ и частичная резекция тел позвонков Th₁₂ и L₁ по типу «паз». В сформированное костное ложе установлен контейнерный имплантат Mesh, заполненный аутокостью, смешанной с синтетическим остеозамещающим материалом (рис. 11).

В послеоперационном периоде осложнений не зарегистрировано. После выполнения второго этапа спондилосинтеза прошло 14 мес, сформировался вентральный костный блок, больная жалоб не предъявляет.

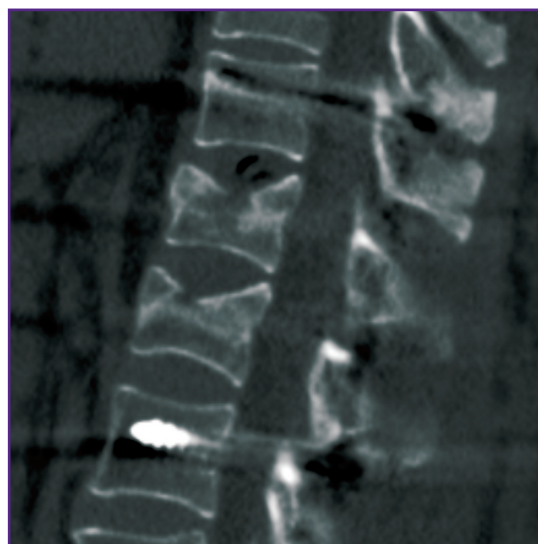


Рис. 10. КТ позвонков Th₁₁ и L₂ больной И. через 6 мес после операции

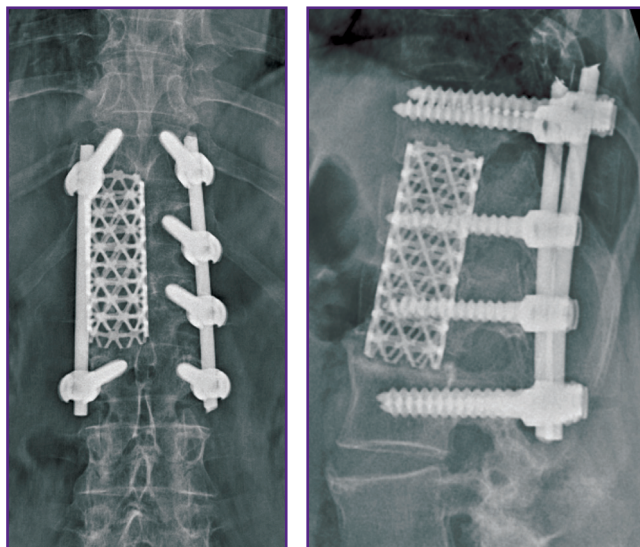


Рис. 11. Рентгенограммы переходного груднопоясничного отдела позвоночника больной И. после выполнения второго этапа спондилосинтеза

Обсуждение

В настоящее время одной из приоритетных методик спондилосинтеза при повреждениях позвоночника остается транспедикулярная фиксация. Клинико-экспериментальные исследования свидетельствуют о целесообразности дополнительного введения транспедикулярных винтов (промежуточных) в поврежденные позвонки [28]. Винтовая промежуточная фиксация (intermediate screw fixation) позволяет повысить стабильность металлоконструкции и достичь хороших показателей коррекции посттравматической кифотической деформации [29, 30]. Метаанализ литературных источников, проведенный в 2018 г. M.J. Tong с соавт. [31], выявил преимущества введения транспедикулярных винтов в поврежденный позвонок при использовании как короткосегментарных, так и полисегментарных фиксирующих систем. Данная методика позволяет снизить послеоперационную потерю коррекции и риск развития перелома элементов транспедикулярной конструкции. Следует отметить, что в литературных источниках промежуточную транспедикулярную фиксацию рассматривают в основном в виде билатерального введения винтов в поврежденные позвонки [32].

В ходе планирования представленного хирургического вмешательства мы предприняли попытку совместить преимущества методики винтовой промежуточной фиксации с сохранением возможности установки контейнерного имплантата типа Mesh в дальнейшем. Для этого использовали дополнительные винты, введенные в поврежденные позвонки слева (в связи с нашим предпочтением правостороннего переднебокового доступа к позвонкам груднопоясничной локализации). При планировании операции молатеральное левостороннее введение транспедикулярных винтов

в тела поврежденных позвонков мы рассматривали в качестве так называемой страховочной технологии, позволяющей увеличить стабильность транспедикулярной системы с сохранением при этом возможности в случае необходимости в дальнейшем протезировать поврежденные тела позвонков.

В настоящее время, как правило, передний корпородез выполняется сетчатым имплантатом типа Mesh, заполненным ауто- или аллокостью. В большинстве случаев установка эндопротеза осуществляется в центре тела резецированного позвонка, однако в литературе встречаются и варианты, отличающиеся локализацией и даже количеством устанавливаемых контейнерных имплантатов [33, 34]. В результате этого возможно нарушение биомеханического равновесия с дальнейшей перфорацией кейджем замыкательных пластин смежных позвонков, потерей коррекции и нарастанием кифотической деформации, с миграцией и даже разрушением имплантата [35, 36].

Введение промежуточных винтов в поврежденные позвонки Th₁₂ и L₁ на основе данных компьютерного биомеханического моделирования позволяет получить значимо более жесткую фиксацию, чем при применении 4-винтовой системы. Разумеется, при таком варианте использования промежуточных транспедикулярных винтов последующая имплантация Mesh возможна только со смещением относительно центральной оси тел позвонков. Анализ распределения напряжений в системе кость–имплантат и позвонках, смежных с зоной фиксации, при такой установке Mesh практически не отличается от варианта с его центральным расположением.

Заключение

При оперативном лечении больных с оскольчатыми переломами позвонков груднопоясничной локализации транспедикулярную фиксацию с молатеральным введением промежуточных винтов в поврежденные позвонки можно рассматривать как перспективную технологию. Стабильность транспедикулярной системы, дополненной промежуточными винтами, по данным биомеханического моделирования, выше, чем стабильность стандартных конструкций.

В случае установки кейджа (при наличии как 4-, так и 6-винтовой промежуточной транспедикулярной фиксации) максимальные эквивалентные напряжения близки к предельному значению. В случае 4-винтового варианта они практически достигают нижней границы диапазона предельных значений, что свидетельствует о том, что данный вариант оказывается менее оптимальным, чем 6-винтовой. Центральное или эксцентрическое расположение имплантата Mesh на стабильность системы позвоночник–металлоконструкция не влияет.

Таким образом, как в случае использования только транспедикулярной системы, так и при ее комбинации с передним опорным корпородезом более рациональным (более оптимальным) с точки зрения

биомеханики оказывается вариант с применением промежуточной фиксации. Эта методика оправдана при существующем риске развития посттравматического остеонекроза компримированных позвонков или при невозможности их реклинации. В случае монотерального использования промежуточных транспедикулярных винтов в дальнейшем возможно беспрепятственно провести передний опорный корпородез, не выполняя перемонтаж всей системы. При этом установка имплантатов типа Mesh со смещением относительно центральной оси тел позвонков не сопровождается снижением стабильности системы позвоночник–металлоконструкция.

Финансирование исследования. Работа выполнена в рамках государственного задания №154018-03 «Разработка технологии хирургической реконструкции при нестабильных повреждениях грудного отдела позвоночника на основе биомеханического моделирования».

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликтов интересов, о которых необходимо сообщить.

Литература/References

1. Ankomah F., Ikepeze T., Mesfin A. The top 50 most-cited articles on thoracolumbar fractures. *World Neurosurg* 2018; 118: e699–e706, <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.07.022>.
2. Зарецков В.В., Арсениевич В.Б., Лихачев С.В., Шульга А.Е., Степухович С.В., Богомолова Н.В. Застарелое повреждение переходного грудного отдела позвоночника. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста* 2016; 4(2): 61–66, <https://doi.org/10.17816/PTORS4261-66>.
3. Zaretskov V.V., Arsenievich V.B., Likhachev S.V., Shul'ga A.E., Stepukhovich S.V., Bogomolova N.V. A clinical case study of long-term injury of the thoracic and lumbar spine. *Ortopediya, travmatologiya i vosstanovitel'naya hirurgiya detskogo vozrasta* 2016; 4(2): 61–66, <https://doi.org/10.17816/PTORS4261-66>.
4. Shul'ga A.E., Norkin I.A., Ninel' V.G., Puchin'yan D.M., Zaretskov V.V., Korshunova G.A., Ostrovskii V.V., Smol'kin A.A. Contemporary views on the pathogenesis of trauma of the spinal cord and peripheral nerve trunks. *Neurosci Behav Physiol* 2015; 45(7): 811, <https://doi.org/10.1007/s11055-015-0148-y>.
5. Deqing L., Kejian L., Teng L., Weitao Z., Dasheng L. Does the fracture fragment at the anterior column in thoracolumbar burst fractures get enough attention? *Medicine (Baltimore)* 2017; 96(6): e5936, <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000005936>.
6. Alanay A., Acaroglu E., Yazici M., Oznur A., Surat A. Short-segment pedicle instrumentation of thoracolumbar burst fractures: does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001; 26(2): 213–217, <https://doi.org/10.1097/00007632-200101150-00017>.
7. Aono H., Ishii K., Tobimatsu H., Nagamoto Y., Takenaka S., Furuya M., Chiaki H., Iwasaki M. Temporary short-segment pedicle screw fixation for thoracolumbar burst fractures: comparative study with or without vertebroplasty. *Spine J* 2017; 17(8): 1113–1119, <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.03.022>.
8. Wei F.X., Liu S.Y., Liang C.X., Li H.M., Long H.Q., Yu B.S., Chen B.L., Chen K.B. Transpedicular fixation in management of thoracolumbar burst fractures: monosegmental fixation versus short-segment instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010; 35(15): E714–E720, <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181d7ad1d>.
9. Лихачев С.В., Зарецков В.В., Шульга А.Е., Грамма С.А., Щаницын И.Н., Бажанов С.П., Зарецков А.В., Донник А.М. Повреждения переходного грудного отдела позвоночника: библиометрический анализ англоязычной литературы. *Хирургия позвоночника* 2018; 15(4): 52–69, <https://doi.org/10.14531/2018.4.52-69>.
10. Likhachev S.V., Zaretskov V.V., Shulga A.E., Gramma S.A., Shchanitsyn I.N., Bazhanov S.P., Zaretskov A.V., Donnik A.M. Injuries to the thoracolumbar junction: bibliometric analysis of English-language literature. *Hirurgiya pozvonocnika* 2018; 15(4): 52–69, <https://doi.org/10.14531/2018.4.52-69>.
11. De Lure F., Lofrese G., De Bonis P., Cultrera F., Cappuccio M., Battisti S. Vertebral body spread in thoracolumbar burst fractures can predict posterior construct failure. *Spine J* 2018; 18(6): 1005–1013, <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.10.064>.
12. McLain R.F., Sparling E., Benson D.R. Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75(2): 162–167, <https://doi.org/10.2106/00004623-199302000-00002>.
13. Liao J.C., Fan K.F. Posterior short-segment fixation in thoracolumbar unstable burst fractures — transpedicular grafting or six-screw construct? *Clin Neurol Neurosurg* 2017; 153: 56–63, <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2016.12.011>.
14. Лихачев С.В., Зарецков В.В., Арсениевич В.Б., Шульга А.Е., Щаницын И.Н., Скрипаченко К.К. Биомеханические аспекты циркулярного спондилосинтеза переходного грудного отдела позвоночника. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2018; 14(3): 560–566.
15. Likhachev S.V., Zaretskov V.V., Arsenievich V.B., Shul'ga A.E., Shchanitsyn I.N., Skripachenko K.K. Biomechanical aspects of circular spondylosynthesis of transitional thoracolumbar spine. *Saratovskij nauchno-medicinskij zhurnal* 2018; 14(3): 560–566.
16. Ahsan M.K., Mamun A.A., Zahangiri Z., Awwal M.A., Khan S.I., Zaman N., Haque M.H. Short-segment versus long-segment stabilization for unstable thoracolumbar junction burst fractures. *Mymensingh Med J* 2017; 26(4): 762–774.
17. Tian J.W., Wang L., Xia T., Liu C.Y., Zhao Q.H., Dong S.H. Posterior short-segmental fixation combined with intermediate screws vs conventional intersegmental fixation for monosegmental thoracolumbar fractures. *Orthopedics* 2011; 34(8): e389–e396, <https://doi.org/10.3928/01477447-20110627-08>.
18. Ye C., Luo Z., Yu X., Liu H., Zhang B., Dai M. Comparing the efficacy of short-segment pedicle screw instrumentation with and without intermediate screws for treating unstable thoracolumbar fractures. *Medicine (Baltimore)* 2017; 96(34): e7893, <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000007893>.
19. Dai L.Y., Jiang S.D., Wang X.Y., Jiang L.S. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol* 2007; 67(3): 221–231, <https://doi.org/10.1016/j.surneu.2006.08.081>.
20. Бабкина Т.А., Савелло В.Е. Рентгенография и компьютерная томография в оценке эффективности стабилизации позвоночника у пациентов с позвоночно-спинномозговой травмой грудной и поясничной локализации. *Радиология — практика* 2013; 4: 6–14.
21. Babkina T.A., Savello V.E. Significance of conventional

radiography and computed tomography for assessment of postoperative spine stability in patients with thoraco-lumbar spinal trauma. *Radiologiya — praktika* 2013; 4: 6–14.

18. Wang X.Y., Dai L.Y., Xu H.Z., Chi Y.L. Kyphosis recurrence after posterior short-segment fixation in thoracolumbar burst fractures. *J Neurosurg Spine* 2008; 8(3): 246–254, <https://doi.org/10.3171/SPI/2008/8/3/246>.

19. Herrera A., Ibarz E., Cegoñino J., Lobo-Escolar A., Puértolas S., López E., Mateo J., Gracia L. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. *World J Orthop* 2012; 3(4): 25–41, <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i4.25>.

20. Donnik A.M., Kirillova I.V., Kossovich L.Yu., Zaretskov V.V., Lykhachev S.V., Norkin I.A. Biomechanical modeling of reconstructive intervention on the thoracolumbar transition. *AIP Conference Proceedings* 1959; 090002(2018), <https://doi.org/10.1063/1.5034741>.

21. Mlyavykh S.G., Bokov A.E., Yashin K.S., Karyakin N.N., Anderson D.G. Pedicle-lengthening osteotomy for the treatment of lumbar spinal stenosis: pre-clinical study of novel orthopedic devices. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2018; 10(2): 37–46, <https://doi.org/10.17691/stm2018.10.2.04>.

22. Донник А.М., Иванов Д.В., Коссович Л.Ю., Левченко К.К., Киреев С.И., Морозов К.М., Островский Н.В., Зарецков В.В., Лихачев С.В. Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения. *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика* 2019; 19(4): 424–438, <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438>.

Donnik A.M., Ivanov D.V., Kossovich L.Yu., Levchenko K.K., Kireev S.I., Morozov K.M., Ostrovsky N.V., Zaretskov V.V., Likhachev S.V. Creation of three-dimensional solid-state models of a spine with transpedicular fixation using a specialized software. *Izvestiya Saratovskogo universiteta. Novaya seriya. Seriya Matematika. Mekhanika. Informatika* 2019; 19(4): 424–438, <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438>.

23. Донник А.М., Иванов Д.В., Киреев С.И., Коссович Л.Ю., Островский Н.В., Нorkin И.А., Левченко К.К., Лихачев С.В. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков Th10, Th11. *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика* 2019; 19(4): 439–453, <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-439-453>.

Donnik A.M., Ivanov D.V., Kireev S.I., Kossovich L.Yu., Ostrovsky N.V., Norkin I.A., Levchenko K.K., Likhachev S.V. Extracting clinically relevant data from biomechanical modeling of surgical treatment options for spinal injury in damaged vertebrae Th10, Th11. *Izvestiya Saratovskogo universiteta. Novaya seriya. Seriya Matematika. Mekhanika. Informatika* 2019; 19(4): 439–453, <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-439-453>.

24. Wuerntinger C., Annes R.D.À., Hitzl W., Siepe C.J. Motion preservation following total lumbar disc replacement at the lumbosacral junction: a prospective long-term clinical and radiographic investigation. *Spine J* 2018; 18(1): 72–80, <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.06.035>.

25. Havaladar R., Pilli S.C., Putti B.B. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone. *Adv Biomed Res* 2014; 3: 101, <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>.

26. Mirzaali M.J., Schwiedrzik J.J., Thaiwichai S., Best J.P., Michler J., Zysset P.K., Wolfram U. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone* 2016; 93: 196–211, <https://doi.org/10.1016/j.bone.2015.11.018>.

27. Jang H.D., Bang C., Lee J.C., Soh J.W., Choi S.W., Cho H.K., Shin B.J. Risk factor analysis for predicting vertebral body re-collapse after posterior instrumented fusion in thoracolumbar burst fracture. *Spine J* 2018; 18(2): 285–293, <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.07.168>.

28. Dobran M., Nasi D., Brunozzi D., di Somma L., Gladi M., Iacoangeli M., Scerrati M. Treatment of unstable thoracolumbar junction fractures: short-segment pedicle fixation with inclusion of the fracture level versus long-segment instrumentation. *Acta Neurochir (Wien)* 2016; 158(10): 1883–1889, <https://doi.org/10.1007/s00701-016-2907-0>.

29. Elmasry S., Asfour S., Travascio F. Effectiveness of pedicle screw inclusion at the fracture level in short-segment fixation constructs for the treatment of thoracolumbar burst fractures: a computational biomechanics analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2017; 20(13): 1412–1420, <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1366995>.

30. Sun C., Guan G., Liu X., Zhang H., Wang B. Comparison of short-segment pedicle fixation with versus without inclusion of the fracture level in the treatment of mild thoracolumbar burst fractures. *Int J Surg* 2016; 36(Pt A): 352–357, <https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2016.11.086>.

31. Tong M.J., Tang Q., Wang C.G., Xiang G.H., Chen Q., Xu H.Z., Tian N.F. Efficacy of using intermediate screws in short-segment fixation for thoracolumbar fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. *World Neurosurg* 2018; 110: e271–e280, <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.10.157>.

32. Усиков В.Д. *Руководство по транспедикулярному остеосинтезу позвоночника*. СПб: Гиппократ; 2006; 176 с.

Usikov V.D. *Rukovodstvo po transpedikulyarnomu osteosintezu pozvonochnika* [Transpedicular spine osteosynthesis guideline]. Saint Petersburg: Gippokrat; 2006; 176 p.

33. Mei L., Sang W., Chen Z., Lou C., Zheng L., Jin K., Huang W., He D. Titanium mesh bone grafting combined with pedicle screw internal fixation for treatment of Kümmell disease with cord compression. *Medicine (Baltimore)* 2018; 97(36): e12183, <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000012183>.

34. Cho Y. Corpectomy and circumferential fusion for advanced thoracolumbar Kümmell's disease. *Musculoskelet Surg* 2017; 101(3): 269–274, <https://doi.org/10.1007/s12306-017-0480-1>.

35. Wang S.J., Liu X.M., Zhao W.D., Wu D.S. Titanium mesh cage fracture after lumbar reconstruction surgery: a case report and literature review. *Int J Clin Exp Med* 2015; 8(4): 5559–5564.

36. Шульга А.Е., Зарецков В.В., Коршунова Г.А., Смолькин А.А., Сумин Д.Ю. Хирургическая коррекция грубой посттравматической деформации грудного отдела позвоночника. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста* 2017; 5(3): 80–86, <https://doi.org/10.17816/PTORS5380-87>.

Shul'ga A.E., Zaretskov V.V., Korshunova G.A., Smolkin A.A., Sumin D.Yu. Surgical treatment of gross posttraumatic deformations in thoracic spine. *Ortopediya, travmatologiya i vosstanovitel'naya hirurgiya detskogo vozrasta* 2017; 5(3): 80–86, <https://doi.org/10.17816/PTORS5380-87>.