

# БИОМЕХАНИКА КОРОТКОСЕКМЕНТАРНОЙ МУЛЬТИСТЕРЖНЕВОЙ ЗАДНЕЙ ВНУТРЕННЕЙ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ ФИКСАЦИИ «ВЗРЫВНЫХ» ПЕРЕЛОМОВ ПОЯСНИЧНЫХ ПОЗВОНКОВ: РЕЗУЛЬТАТЫ СРАВНИТЕЛЬНОГО ТРЕХМЕРНОГО КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Асланов Р.А.\*<sup>1</sup>, Донник А.М.<sup>2</sup>, Дулаев А.К.<sup>3,4</sup>, Кутянов Д.И.<sup>3,4</sup>,  
Давыдов Д.В.<sup>1</sup>, Брижань Л.К.<sup>1</sup>, Пиманчев О.В.<sup>5</sup>

DOI: 10.25881/20728255\_2023\_18\_4\_53

<sup>1</sup> ФГБУ «Главный военный клинический госпиталь им. академика Н.Н. Бурденко», Москва

<sup>2</sup> ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского», Саратов

<sup>3</sup> ФГБОУ ВО «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. академика И.П. Павлова», Санкт-Петербург

<sup>4</sup> ГБУ «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт скорой помощи им. И.И. Джанелидзе», Санкт-Петербург

<sup>5</sup> ФГБУ «Национальный медико-хирургический Центр им. Н.И. Пирогова», Москва

**Резюме.** Обоснование: Объективной тенденцией современной хирургии вертебральной травмы является обеспечение наилучших условий для воссоздания и сохранения нормальной биомеханики позвоночного столба на фоне сокращения протяженности фиксации и величины операционной травмы. Сведения о биомеханической эффективности существующих способов короткосегментарного транспедикулярного спондилосинтеза противоречивы, что обуславливает необходимость дальнейшего опытно-конструкторского поиска и исследований.

Цель: На основании результатов трехмерного компьютерного моделирования методом конечных элементов дать сравнительную биомеханическую оценку эффективности разработанного авторами способа короткосегментарной мультистержневой задней внутренней инструментальной фиксации «взрывных» переломов поясничных позвонков, предполагающего совместное использование транспедикулярных и ламинарных систем.

Методы: Создана модель сегмента позвоночника от Th12 до L4 позвонка с соединяющими их хрящевыми и связочными структурами и полным «взрывным» (группы A4 по классификации AO) переломом L2 позвонка. На ее основе смоделированы три варианта задней инструментальной фиксации: 1) Модель сравнения – протяженная транспедикулярная фиксация с введением винтов парно в тела Th12, L1, L3 и L4 позвонков; 2) Опытная модель I типа – короткая транспедикулярная фиксация на уровне L1 – L3 позвонков с двумя винтами в поврежденном L2 позвонке, ламинарная фиксация L1 и L3 позвонков дистрактором и контрактором; 3) Опытная модель II типа – транспедикулярная фиксация на уровне L1–L3 позвонков без введения винтов в тело сломанного позвонка, ламинарная фиксация L1 и L3 позвонков с расположением крючков в виде скобок, обеспечивающих циркулярный охват полудуги. Каждую модель подвергли действию шести нагрузок: положение стоя, сгибание, разгибание, боковой наклон вправо и влево, осевое вращение вправо и влево. Использовано программное обеспечение Mimics (версии 21, Materialise), 3-Matic (версии 21, Materialise), SolidWorks (2018) и ANSYS 19.2.

Результаты: По показателям жесткости и прочности фиксации новый способ фиксации в любом из двух своих вариантов превосходит традиционно используемые при «взрывных» переломах поясничных позвонков протяженные транспедикулярные системы, обеспечивая, помимо сокращения длины обездвиженного участка позвоночника, большую стабильность осколков сломанного позвонка, а также травмированного позвоночно-двигательного сегмента в целом.

Заключение: Экстраполируя полученные результаты на клиническую практику, оптимальным следует считать применение предложенного

## BIOMECHANICS OF SHORT-SEGMENT MULTI-ROD POSTERIOR INTERNAL INSTRUMENTAL FIXATION OF LUMBAR BURST FRACTURES: RESULTS OF COMPARATIVE THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS

Aslanov R.A.\*<sup>1</sup>, Donnik A.M.<sup>2</sup>, Dulaev A.K.<sup>3,4</sup>, Kutyanov D.I.<sup>3,4</sup>, Davydov D.V.<sup>1</sup>, Brizhan L.K.<sup>1</sup>, Pimanchev O.V.<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Main Military Clinical Hospital named after academician Burdenko N.N., Moscow

<sup>2</sup> Saratov National Research State University named after Chernyshevsky N.G., Saratov

<sup>3</sup> First St. Petersburg State Medical University named after academician Pavlov I.P., St. Petersburg

<sup>4</sup> St. Petersburg Dzhanelidze Research Institute of Emergency Care, St. Petersburg

<sup>5</sup> Pirogov National Medical and Surgical Center, Moscow

**Abstract.** Rationale: An objective trend in modern spine trauma surgery is to provide the best conditions for recreating and maintaining normal biomechanics of the spinal column while reducing the length of fixation and the amount of surgical trauma. At the same time, the data on the biomechanical efficacy of the existing methods of short-segment pedicle spinal instrumentation are contradictory, which necessitates further experimental design and research.

Objective: Based on the results of three-dimensional finite element analysis, to conduct a comparative biomechanical assessment of the efficacy of the new method of short-segment multi-rod posterior internal instrumental fixation of lumbar burst fractures that was developed by the authors and involves the combined use of pedicle screw and laminar hook systems.

Methods: A model of the spinal segment from the T12 to L4 vertebrae with cartilaginous and ligamentous structures connecting them and a complete burst fracture (type A4 injury according to the AO classification) of the L2 vertebra was created using the finite element method. Three variants of posterior instrumental fixation were modeled on its basis: 1) Comparison model – extended pedicle screw fixation with screws inserted in pairs into the T12, L1, L3, and L4 vertebral bodies; 2) Type I experimental model – short pedicle screw fixation at the level of the L1–L3 vertebrae with two screws in the injured L2 vertebra; laminar hook fixation of the L1 and L3 vertebrae with a distractor and contractor; 3) Type II experimental model – pedicle screw fixation at the level of the L1–L3 vertebrae without inserting screws into the fractured vertebral body; laminar hook fixation of the L1 and L3 vertebrae with the position of hooks in the form of a staple providing a circular grasp on the half-arch. Each model was subjected to six types of loads: standing position, flexion, extension, lateral flexion to the right, lateral flexion to the left, axial rotation to the right, and axial rotation to the left. Mimics (version 21, Materialise), 3-Matic (version 21, Materialise), SolidWorks (2018), and ANSYS 19.2 software were used in this work.

Results: In terms of rigidity and fixation strength, the new method of posterior spinal instrumentation in either of its two variants is superior to long-segment pedicle systems traditionally used for lumbar burst fractures and, in addition to reducing the length of the

\* e-mail: arspine@mail.ru

способа спондилосинтеза с транспедикулярной фиксацией сломанного позвонка и ламинарной фиксацией смежных позвонков дистрактором и контрактором. При невозможности введения винтов в сломанный позвонок модификация нового способа с увеличенным количеством опор ламинарных систем является эффективной альтернативой протяженной фиксации.

**Ключевые слова:** перелом поясничного позвонка, задняя внутренняя инструментальная фиксация, мультистержневая короткосегментарная фиксация, транспедикулярная фиксация, ламинарная фиксация, метод конечных элементов.

## Введение

В структуре существующих способов хирургического лечения пострадавших с «взрывными» (групп А3 и А4 по классификации АО) переломами грудного и поясничного отделов позвоночника как в России, так и в зарубежных странах лидирующие позиции уже достаточно давно заняли технологии транспедикулярной фиксации (ТПФ) [1; 2]. При этом наиболее спорным моментом для данного спондилосинтеза продолжает оставаться выбор между коротким и протяженным вариантами его клинической реализации. Короткосегментарная ТПФ (не распространяющаяся далее смежных с поврежденным позвонком) бесспорно привлекательна в плане уменьшения инвазивности хирургического вмешательства со всеми вытекающими из этого факта и широко известными положительными физиологическими моментами, а также с точки зрения сохранения большей подвижности позвоночного столба. С другой стороны, существенным контраргументом здесь может стать высокая вероятность потери коррекции его посттравматической деформации в послеоперационном периоде. В качестве первостепенного способа разрешения этого противоречия было предложено вводить транспедикулярные винты в тело сломанного позвонка [3]. Однако имеющиеся сведения о биомеханической и клинической эффективности существующих способов короткосегментарной ТПФ противоречивы, что обуславливает необходимость дальнейшего опытно-конструкторского поиска и исследований в этой области.

## Цель исследования

На основании результатов трехмерного компьютерного моделирования методом конечных элементов дать сравнительную биомеханическую оценку эффективности разработанного авторами способа короткосегментарной мультистержневой задней внутренней инструментальной фиксации «взрывных» переломов поясничных позвонков, предполагающего совместное использование транспедикулярных и ламинарных систем.

## Материал и методы

Авторами разработан новый способ короткосегментарной мультистержневой задней инструментальной фиксации (КСМСФ) позвоночника при переломах тел поясничных позвонков (Патент РФ на изобретение

immobilized part of the spine, provides greater stability of the fragments of the fractured vertebra as well as of the injured spine motion segment as a whole.

**Conclusion:** Extrapolating these results to clinical practice, the proposed method of spinal instrumentation with pedicle screw fixation of the fractured vertebra and laminar hook fixation of adjacent vertebrae with a distractor and contractor should be considered optimal. If it is impossible to insert screws into the fractured vertebra, modification of the new method with an increased number of laminar hook system supports is an efficacious alternative to long-segment fixation.

**Keywords:** lumbar burst fracture, posterior internal instrumental fixation, multi-rod short-segment fixation, pedicle screw fixation, laminar hook fixation, finite element analysis.

№2749823 от 17.06.2021) [4]. Его принципиальными отличительными особенностями от традиционно используемых на сегодняшний день технологий транспедикулярной, ламинарной и гибридной задней фиксации является совместное использование двух коротких транспедикулярных и двух коротких ламинарных имплантатов, располагаемых по обеим сторонам от остистых отростков в пределах двух смежных с поврежденным позвонком.

Для изучения и сравнительной оценки деформаций и напряжений, возникающих в элементах металлоконструкций, а также в поясничном отделе позвоночника методом конечных элементов была создана его трехмерная биомеханическая модель, основанная на результатах компьютерной томографии пострадавшего 27 лет с полным оскольчатый («взрывным») (группы А4 по классификации АО) переломом тела L2 позвонка. Модель включала в себя пять позвонков (от Th12 до L4) с соединяющими их хрящевыми и связочными структурами. При моделировании поврежденного позвонка снижение высоты его тела по переднему краю составило 25% от нормы; механические свойства его задней трети, а также ножек дуг остались неизменными — это условие было предусмотрено для создания возможности последующего моделирования фиксации этого позвонка двумя транспедикулярными винтами. Удалены дужки данного позвонка, частично резецированы его остистый отросток и дугоотростчатые суставы L2-L3, в результате чего было смоделировано состояние позвоночника после выполнения расширенной ламинэктомии. Здесь следует отметить, что в практической вертебрологии при соблюдении принципа максимально раннего хирургического лечения подобные ситуации относительно редки, поскольку добиться адекватной репозиции возможно за счет лигаментотаксиса [5]. Однако, в настоящей работе все же было принято решение использовать именно такой подход к построению модели с целью уменьшения стабилизирующего влияния заднего опорного комплекса позвоночного столба и повышения, тем самым, нагрузки на системы фиксации.

Данные о механических характеристиках материалов, использованных при разработке вышеуказанных моделей, представлены в таблице 1. Все материалы рассматривались как линейно-упругие, однородные и изотропные.

**Табл. 1.** Механические характеристики материалов, использованные при построении трехмерных биомеханических моделей поясничного отдела позвоночника (по Донник А.М. и др., 2022 [6])

Наименование материала	Механические характеристики материала	
	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальный костный слой позвонка	12000	0,3
Губчатый костный слой позвонка	100	0,2
Интактный межпозвонковый диск	24	0,49
Поврежденный межпозвонковый диск	12	0,49
Дугоотростчатые суставы	10	0,3
Титановый сплав «Ti6Al4V ELI Titanium Alloy»	112000	0,32

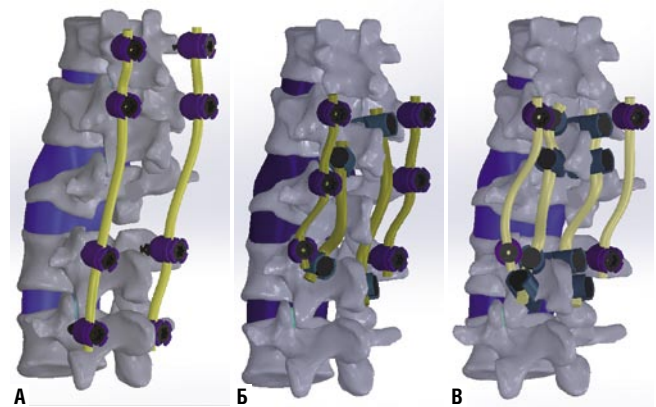
Трехмерные модели были построены с использованием программного обеспечения Mimics (версии 21, Materialise), 3-Matic (версии 21, Materialise) и SolidWorks (2018). Для расчетов были использованы следующие размеры сеточных элементов: кортикальный и губчатый слой позвонков — 1,5 мм, межпозвонковый диск, дугоотростчатые суставы, титановые фиксирующие конструкции — 2 мм. Структуры связочного аппарата были смоделированы посредством построения пружинных элементов в конечно-элементном пакете ANSYS 19.2 (Табл. 2).

На основе данной базовой модели повреждения позвоночника были созданы три ее экспериментальных варианта в зависимости от способа задней инструментальной фиксации травмированного сегмента. Модель сравнения — стандартная протяженная ТПФ на основе 8 винтов, введенных попарно в тела Th12, L1, L3 и L4 позвонков и соединенных двумя несущими стержнями без поперечных штанг. Опытная модель I типа — один способ реализации предложенной философии КСМСФ: компоновка фиксирующей системы состояла из двух коротких транспедикулярных фиксаторов, базирующихся на трех винтах каждый, причем промежуточный из них вводился в тело сломанного позвонка, и двух ламинарных систем в виде, соответственно, дистрактора и контрактора, каждый из которых имел по два крючка. Опытная модель II типа отличалась от вышеописанной сокращением общего количества транспедикулярных опорных элементов до четырех (без введения винтов в тело сломанного позвонка) и увеличением количества опор ламинарных имплантатов до восьми с расположением их таким образом, чтобы каждая их пара обеспечивала циркулярный захват дуги выше- и нижележащего позвонка. В любой модели диаметр ножки транспедикулярного винта принимали равным 6,5 мм, длину ножки винта — 50 мм, диаметр соединительных стержней — 5,5 мм (Рис. 1).

Каждую из разработанных моделей подвергали действию шести видов физиологических нагрузок: положение стоя, сгибание, разгибание, боковой наклон вправо, боковой наклон влево, осевое вращение вправо и осевое вращение влево. При каждом режиме нагруже-

**Табл. 2.** Коэффициенты жесткости связок трехмерных биомеханических моделей поясничного отдела позвоночника, Н/мм (по Putzer M.A. et al., 2016 [7])

Позвоночно-двигательный сегмент	Наименование связки				
	Передняя продольная	Задняя продольная	Межостистая	Надостная	Межпоперечная
Th12-L1	32,9	10	12,1	15,1	50
L1-L2	32,4	17,1	10,0	23	50
L2-L3	20,8	36,6	9,6	24,8	50
L3-L4	39,5	10,6	18,1	34,8	50

**Рис. 1.** Экспериментальные трехмерные модели поясничного отдела позвоночника с установленными металлоконструкциями: А — модель сравнения: протяженная 8-винтовая ТПФ; Б — опытная модель I типа: КСМСФ с винтовой фиксацией сломанного позвонка; В — опытная модель II типа: КСМСФ без фиксации сломанного позвонка.

ния на модель воздействовали вертикальной нагрузкой величиной 500 Н. При режимах нагружения «Сгибание», «Разгибание», «Боковой наклон вправо» и «Боковой наклон влево» к моделям дополнительно прикладывали соответственно направленный изгибающий, а режимах нагружения «Осевое вращение вправо» и «Осевое вращение влево» — крутящий момент величиной в 7,5 Н\*м. Для исключения перемещений моделей в пространстве под действием прилагаемых сил их фиксировали по нижней замыкательной пластинке каудально расположенного, в данном случае — 4-го поясничного, позвонка. Нагружения моделей проводили в конечно-элементном пакете ANSYS 19.2.

Для сравнительной оценки жесткости фиксации для каждой из построенных трехмерных моделей были рассчитаны вектора полных перемещений и диапазон движений, возникающих под действием разнонаправленных внешних нагрузок. Вычисление последнего проводили для сегмента L1-L3, включающего в себя поврежденный позвонок L2, посредством определения разности углов ( $\Delta\alpha$ ) между нижней замыкательной пластиной позвонка L1 и верхней замыкательной пластиной позвонка L3 до ( $\alpha_0$ ) и после ( $\alpha$ ) нагружения моделей:  $\Delta\alpha = |\alpha - \alpha_0|$ . Сравнительную оценку прочности кортикального и губчатого

Табл. 3. Локализация и величины модулей векторов максимальных смещений в экспериментальных трехмерных моделях поясничного отдела позвоночника

Вид нагрузки	Модель сравнения		Опытная модель I типа		Опытная модель II типа	
	Уровень смещения	Величина смещения, мм	Уровень смещения	Величина смещения, мм	Уровень смещения	Величина смещения, мм
Положение стоя	L2	0,56	L1	0,38	L2	0,46
Сгибание	Th12	0,67	Th12	0,80	Th12	0,89
Разгибание	Th12	0,94	Th12	0,91	Th12	1,09
Боковой наклон влево	Th12	0,70	Th12	0,90	Th12	1,11
Боковой наклон вправо	Th12	0,96	Th12	1,11	Th12	1,26
Осевое вращение влево	Th12	0,71	Th12	0,59	Th12	0,68
Осевое вращение вправо	L2	0,72	Th12	0,67	Th12	0,68

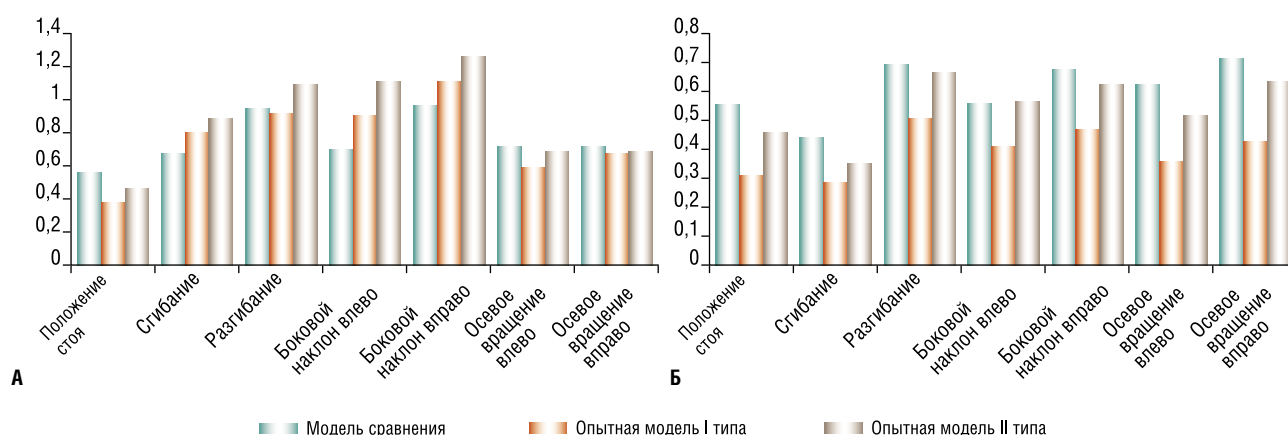


Рис. 2. Величины модулей векторов полных перемещений в трехмерных моделях поясничного отдела позвоночника, мм: А — максимальные в модели; Б — на уровне поврежденного позвонка (L2).

слоев позвонков при использовании вышеуказанных способов фиксации, а также прочности собственно фиксирующих систем осуществляли посредством определения эквивалентных напряжений по Мизесу, обозначающих усилие, возникающее в теле под действием действующих на него внешних сил в условиях закрепления.

## Результаты

Результаты сравнительной оценки жесткости фиксации представлены в таблице 3 и на рисунках 2–3.

На основании результатов представленных выше сравнений можно заключить, что параметры жесткости фиксации поясничного отдела позвоночника разработанным способом в небольшой степени превосходят таковые, присущие традиционно используемому в аналогичных ситуациях протяженному транспедикулярному спондилосинтезу. Это в полной мере может указывать на то, что на практике стабильность фиксации новыми системами, как минимум, не будет уступать или же окажется выше, чем в случаях транспедикулярного спондилосинтеза. Рассматривая этот тезис более подробно, следует отметить, что величины модулей максимальных смещений в модели при нагрузках в сагитальной и фронтальной плоскостях для обоих вариантов новой короткосегментарной фиксации оказались больше, чем для протяженной транспедикулярной. Однако данные смещения наблюдались

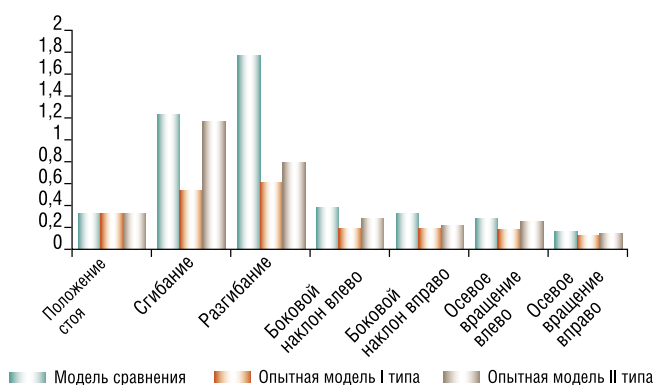


Рис. 3. Диапазоны движений в травмированном сегменте L1-L3 поясничного отдела позвоночника трехмерных компьютерных моделях, град.

на уровне позвоночно-двигательного сегмента Th12-L1, что с одной стороны, вполне закономерно, поскольку зафиксированные позвонки L1-L3 с биомеханической точки зрения выступают более или менее единым блоком, а с другой — указывает на сохранение подвижности в смежных с поврежденным позвоночно-двигательных сегментах. Но наиболее существенным здесь становится тот факт, что на уровне повреждения модули смещений при короткой фиксации оказались меньшими, особенно — в первом ее варианте.



Результаты сравнительной оценки прочностных характеристик фиксации поясничного отдела позвоночника новым способом КСМСФ представлены на рисунке 4.

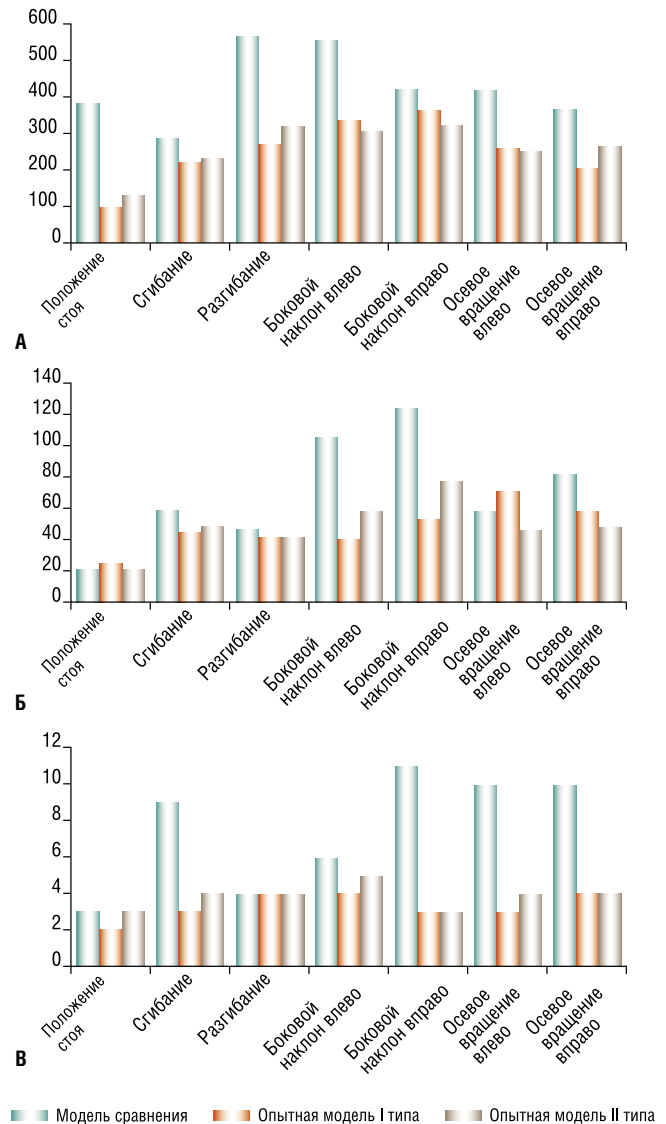
Как следует из полученных данных, в металлоконструкциях, используемых при реализации разработанного способа КСМСФ (опытные модели I и II типов), максимальные значения эквивалентных напряжений при всех без исключения нагрузках оказались значительно выше, чем в протяженной транспедикулярной системе (модель сравнения). В отношении нового способа фиксации необходимо отметить, что для первого его варианта (короткосегментарной мультистержневой системы с транспедикулярной фиксацией сломанного позвонка) при режимах нагружения «Положение стоя», «Сгибание», «Разгибание» и «Осевое вращение вправо» эквивалентные напряжения в металлоконструкциях были ниже, чем при втором его варианте (система без ТПФ сломанного позвонка и с увеличенным количеством крючков ламинарных фиксаторов).

В кортикальном слое позвонков при любом варианте нового способа фиксации при большинстве нагрузок максимальные значения эквивалентных напряжений были сопоставимы с таковыми для протяженной ТПФ либо несколько ниже их, а при боковых наклонах — уступали им довольно значительно. Различия этих величин этого показателя между двумя модификациями короткосегментарной мультистержневой фиксации при положении стоя, сгибании и разгибании отсутствовали. При боковых наклонах первый вариант новой фиксации характеризовался созданием меньших нагрузок на кортикальный слой позвонков, при вращениях наблюдалась обратная картина.

В губчатом слое позвонков максимальные значения эквивалентных напряжений для обоих вариантов КСМСФ при большинстве нагрузок оказались значительно меньшими, чем при использовании протяженной ТПФ, а в двух оставшихся случаях (в положении стоя и при разгибании) были равными. При этом, наличие промежуточных винтов короткосегментарных фиксаторов обеспечивало некоторое снижение нагрузки на губчатую костную ткань по сравнению со случаями их отсутствия.

## Обсуждение

Разработанный авторами новый способ задней инструментальной фиксации предназначается для стабилизации переломов, прежде всего, поясничных позвонков, поскольку анатомические особенности соответствующего отдела позвоночника обеспечивают наилучшие условия для размещения необходимых для его реализации имплантатов. При этом в процессе поиска и анализа научной литературы по профилю настоящего исследования было установлено, что подобные работы посвящены, с одной стороны, повреждением грудно-поясничного перехода (Th11 — L2), а с другой — их стабилизации с использованием только транспедикулярных систем. Однако тот



**Рис. 4.** Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в зависимости от направления нагрузки, МПа. А — в фиксирующих металлоконструкциях; Б — в кортикальном слое позвонков; В — в губчатом слое позвонков.

факт, что целью любой из них являлось сравнение биомеханических параметров короткосегментарной фиксации с аналогичными показателями протяженной 8-винтовой ТПФ, дает полное основание рассматривать их в рамках настоящего раздела.

Стартовой точкой эволюции технологии ТПФ «взрывных» переломов позвонков стало использование коротких систем с введением винтов попарно в выше- и нижележащий позвонки. Согласно результатам многочисленных сравнительных исследований в сфере компьютерного биомеханического моделирования для такого «классического» варианта спондилосинтеза характерны наименьшая жесткость и самые высокие величины напряжений в позвонках и имплантатах [8–12]. При этом даже наличие полностью интактной задней стенки тела

поврежденного позвонка оказалось не способным существенным образом улучшить ситуацию [13]. На практике это может привести к нарушению консолидации осколков сломанного позвонка и возникновению осложнений со стороны внутренних конструкций [14].

С течением времени в среде хирургов-вертебрологов сформировалось более или менее общепринятое понимание того, что добиться оптимальных биомеханических условий для адекватного протекания репаративных процессов и нормального функционирования имплантированных конструкций можно либо вовлечением в фиксацию дополнительных интактных позвонков, либо фиксацией сломанного позвонка в короткосегментарных системах [15]. Но даже такое решение, хотя и довольно существенно улучшает биомеханические характеристики фиксации, не полностью приближает их к таковым, присущим протяженной, симметричной относительно уровня повреждения, 8-винтовой конструкции [15; 16]. При этом в последнем исследовании отмечается, что дополнительная фиксация сломанного позвонка в подобной системе существенного влияния на них не оказывает, однако есть данные, что при обширных его разрушениях она необходима [17].

В качестве достаточно весомого аргумента в пользу более широкого практического применения методик короткосегментарной задней фиксации специалисты выдвигают возможность сохранения подвижности в как можно большем количестве позвоночно-двигательных сегментов [15]. В реализации этого принципа некоторые из них дошли до идеи выполнять изолированную моносегментарную ТПФ сломанного и нижележащего позвонков, однако амплитуды смещений в соответствующей компьютерной модели оказались более чем в 2 раза выше, чем при «классической» 4-винтовой фиксации [18]. Помимо этого, для короткосегментарных систем, с учетом многообразия морфологических вариантов поврежденных тел позвонков при их «взрывных» переломах, были проведены исследования по изучению биомеханических параметров фиксации для случаев, когда характер повреждения позвонка оставляет возможности для введения в него только коротких винтов либо в одно-, либо в двухстороннем варианте: было установлено, что на них не влияют ни длина винтов, ни их количество [19].

Еще одним действенным средством повышения стабильности короткосегментарной ТПФ ряд исследователей считает выполнение каких-либо реконструктивных манипуляций на вентральной колонне позвоночного столба (т.н. «передняя поддержка»), причем наименее инвазивной и наиболее часто рекомендуемой к практическому использованию процедурой здесь оказывается вертеброили кифопластика тела сломанного позвонка костным цементом. По итогам сравнительного компьютерного моделирования наилучшие биомеханические параметры были получены для случаев сочетания подобной передней поддержки и транспедикулярного спондилосинтеза с фиксацией сломанного позвонка. Выполнение передней

поддержки при «классическом» варианте короткосегментарной ТПФ показало наихудшие результаты, в то время как промежуточную позицию заняла модель изолированной ТПФ с фиксацией сломанного позвонка [8; 9]. Однако наилучшие показатели были получены для модели т.н. комбинированной фиксации позвоночника, включающей в себя «классическую» 4-винтовую ТПФ и сетчатый титановый протез тела позвонка [11]. Но в то же время следует иметь в виду, что такие операции крайне травматичны и по этой причине находят ограниченное применение в вертебрологической практике [20].

В нашем исследовании при использовании разработанного способа фиксации стабильность как осколков сломанного позвонка, так и его соединений со смежными неповрежденными позвонками оказалась выше, чем при протяженной ТПФ, что указывает на его способность создавать благоприятные условия для протекания послеоперационных репаративных процессов. В любой его модификации имплантированные конструкции испытывают значительно меньшие по величине нагрузки, что обеспечивает большую их устойчивость к возникновению пластических деформаций и усталостных переломов. Значительно меньшие механические напряжения в зафиксированных позвонках снижают риск их переломов в зонах контакта имплантатами, а также миграции винтов транспедикулярных систем.

### Ограничения исследования

Практический смысл настоящего исследования заключался в определении биомеханической допустимости и безопасности использования принципиально нового способа стабилизации позвоночника. И хотя полученные результаты убедительно доказали наличие такой возможности, необходимо выделить ряд факторов, способных тем или иным образом повлиять на сделанные заключения:

- 1) рассматривали переломы только одного позвонка;
- 2) качество кортикальной и губчатой костной ткани позвонков принимали нормальным; при этом их структура, а также структура мягкотканых элементов позвоночного столба предполагалась однородной, изотропной и линейно-упругой;
- 3) нагрузки, прикладываемые к моделям, были одноосными или одноплоскостными, однократными, а не циклическими и не отражали эффекты сокращения мышц туловища.

### Заключение

Таким образом, по своим биомеханическим характеристикам новый способ фиксации можно рассматривать в качестве полноценной альтернативы широко используемому на сегодняшний день при лечении пациентов с «взрывными» переломами поясничных позвонков протяженному транспедикулярному спондилосинтезу. Экстраполируя результаты компьютерного моделирования на клиническую практику, нужно отметить, что с

позиции обоих изученных биомеханических параметров (жесткости и прочности фиксации) максимально целесообразным следует признать использование первого варианта предложенного способа — с транспедикулярной фиксацией сломанного позвонка и ламинарной фиксацией смежных с ним позвонков дистрактором и контрактором. При невозможности введения винтов в сломанный позвонок про причине недостаточного количества интактной костной ткани добиться сходных биомеханических характеристик фиксации можно увеличением количеством опор ламинарных систем.

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов (The authors declare no conflict of interest).**

#### ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Паршин М.С. Оптимизация тактики хирургического лечения пострадавших с изолированными неосложненными «взрывными» переломами грудных и поясничных позвонков: Дис. ... канд. мед. наук. — СПб; 2019. [Parshin MS. Optimizatsiya taktiki khirurgicheskogo lecheniya posttradavshikh s izolirovannymi neoslozhnennymi «vzryvnymi» perelomami grudnykh i poynasichnykh pozvonkov. [dissertation] Saint Petersburg; 2019. (In Russ)].
2. Cheng LM, Wang JJ, Zeng ZL, et al. Pedicle screw fixation for traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013; 5: CD009073. doi: 10.1002/14651858.CD009073.pub2.
3. Kanna RM, Shetty AP, Rajasekaran S. Posterior fixation including the fractured vertebra for severe unstable thoracolumbar fractures. *Spine J.* 2015; 15(2): 256-264. doi: 10.1016/j.spinee.2014.09.004.
4. Патент РФ на изобретение № 2749823/17.06.2021. Бюл. №17. Дулаев А.К., Асланов Р.А., Брижань Л.К., Давыдов Д.В., Кутянов Д.И., Аликов З.Ю. Способ внутренней фиксации нестабильных неосложненных взрывных переломов поясничных позвонков. [Patent RUS №2749823/17.06.2021. Byul. №17. Dulayev AK, Aslanov RA, Brizhan' LK, Davydov DV, Kutyanov DI, Alikov ZYu. Sposob vnutrenney fiksatsii nestabil'nykh neoslozhnennykh vzryvnykh perelomov poynasichnykh pozvonkov (In Russ)].
5. Sun XY, Zhang XN, Hai Y. Percutaneous versus traditional and paraspinous posterior open approaches for treatment of thoracolumbar fractures without neurologic deficit: a meta-analysis. *Eur. Spine J.* 2017; 26(5): 1418-1431. doi: 10.1007/s00586-016-4818-4.
6. Донник А.М., Коссович Л.Ю., Оленко Е.С. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения. Биомеханический эксперимент // Российский журнал биомеханики. — 2022. — Т.26. — №1. — С.25-39. [Donnik AM, Kossovich LYu, Olenco ES. Behavior of the segment of the thoracic spine in compared vertebral fracture before and after surgical treatment. *Biomechanical experiment. Russian Journal of Biomechanics.* 2022; 26(1): 21-34. (In Russ.)] doi: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.02.
7. Putzer MA, Auer S, Malpica W, et al. A numerical study to determine the effect of ligament stiffness on kinematics of the lumbar spine during flexion. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016; 17: 95. doi: 10.1186/s12891-016-0942-x.
8. Liao JC, Chen WP, Wang H. Treatment of thoracolumbar burst fractures by short-segment pedicle screw fixation using a combination of two additional pedicle screws and vertebroplasty at the level of the fracture: a finite element analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017; 18(1): 262. doi: 10.1186/s12891-017-1623-0.
9. Liao JC. Impact of osteoporosis on different type of short-segment posterior instrumentation for thoracolumbar burst fracture — a finite element analysis. *World Neurosurg.* 2020; 139: e643-e651. doi: 10.1016/j.wneu.2020.04.056.
10. Wu Y, Chen CH, Tsuang FY, et al. The stability of long-segment and short-segment fixation for treating severe burst fractures at the thoracolumbar junction in osteoporotic bone: A finite element analysis. *PLoS One.* 2019; 14(2): e0211676. doi: 10.1371/journal.pone.0211676.
11. Wong CE, Hu HT, Huang YH, Huang KY. Optimization of spinal reconstructions for thoracolumbar burst fractures to prevent proximal junctional complications: A finite element study. *Bioengineering (Basel).* 2022; 9(10): 491. doi: 10.3390/bioengineering9100491.
12. Limthongkul W, Wannaratsiri N, Sukjamsri C, et al. Biomechanical comparison between posterior long-segment fixation, short-segment fixation, and short-segment fixation with intermediate screws for the treatment of thoracolumbar burst fracture: A finite element analysis. *Int J Spine Surg.* 2023; 17(3): 442-448. doi: 10.14444/8441.
13. Xia C, Yang S, Liu J, et al. Finite element study on whether posterior upper wall fracture is a risk factor for the failure of short-segment pedicle screw fixation in the treatment of L1 burst fracture. *Injury.* 2021; 52(11): 3253-3260. doi: 10.1016/j.injury.2021.08.020.
14. Dai LY, Jiang SD, Wang XY, Jiang LS. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol.* 2007; 67(3): 221-231; discussion 231. doi: 10.1016/j.surneu.2006.08.081.
15. Basaran R, Efendioglu M, Kaksi M, et al. Finite Element Analysis of Short- Versus Long-Segment Posterior Fixation for Thoracolumbar Burst Fracture. *World Neurosurg.* 2019; 128: e1109-e1117. doi: 10.1016/j.wneu.2019.05.077.
16. 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. doi: 10.1080/10255842.2017.1366995.
17. Wang H, Mo Z, Han J, et al. Extent and location of fixation affects the biomechanical stability of short- or long-segment pedicle screw technique with screwing of fractured vertebra for the treatment of thoracolumbar burst fractures: An observational study using finite element analysis. *Medicine (Baltimore).* 2018; 97(26): e11244. doi: 10.1097/MD.00000000000011244.
18. Wang W, Pei B, Pei Y, et al. Biomechanical effects of posterior pedicle fixation techniques on the adjacent segment for the treatment of thoracolumbar burst fractures: a biomechanical analysis / *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019; 22(13): 1083-1092. doi: 10.1080/10255842.2019.1631286.
19. Su Y, Wang X, Ren D, et al. A finite element study on posterior short segment fixation combined with unilateral fixation using pedicle screws for stable thoracolumbar fracture. *Medicine (Baltimore).* 2018; 97(34): e12046. doi: 10.1097/MD.00000000000012046.
20. Дулаев А.К., Кутянов Д.И., Мануковский В.А., и др. Выбор тактики и технологии инструментальной фиксации при изолированных неосложненных взрывных переломах грудных и поясничных позвонков. Хирургия позвоночника. 2019; 16(2):7-17. [Dulayev AK, Kutyanov DI, Manukovskiy VA, et al. Decision-making and technical choice in instrumental fixation for neurologically uncomplicated isolated burst fractures of the thoracic and lumbar vertebrae. *Khirurgiya pozvonochnika.* 2019; 16(2): 7-17. (In Russ.)] doi: 10.14531/ss2019.2.7-17.