

## Особенности аппроксимации конечно-элементных моделей транспедикулярной фиксации позвоночника и их вычислительная эффективность

А.Е. Шульга<sup>1</sup>✉, М.С. Королев<sup>2</sup>, С.П. Ивженко<sup>2</sup>, Д.М. Пучиньян<sup>1</sup>, В.С. Толкачев<sup>1</sup>, С.Д. Шувалов<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Саратов, Россия

<sup>2</sup> Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, Саратов, Россия

**Аннотация.** В работе исследуется метод транспедикулярной фиксации (ТПФ), широко применяющийся в настоящее время при хирургическом лечении различной патологии позвоночника. Методика позволяет осуществлять коррекцию деформаций и стабилизацию позвоночного столба, при этом компоновка и протяженность металлоконструкции определяются нозологией и предпочтениями хирурга. Для оценки напряженно-деформированного состояния одного из вариантов ТПФ использованы методы биомеханики, включая компьютерное моделирование и численные расчеты. Цель исследования заключалась в проведении сравнительной оценки упрощенной модели позвоночно-тазового комплекса (ПТК) с результатами стандартного моделирования и обосновании валидности предлагаемого способа аппроксимации для дальнейших научных исследований. Основной задачей исследования являлось создание трехмерных моделей позвоночно-двигательных сегментов и транспедикулярной системы (ТПС) с последующим расчетом их напряженно-деформированного состояния под компрессионной нагрузкой методом конечных элементов (МКЭ). Моделирование проводилось в SolidWorks Simulation с использованием статического анализа для определения напряжений и деформаций. В исследовании рассмотрена биомеханическая модель поясничного (L1–L5) отдела позвоночника пациента научно-исследовательского института травматологии, ортопедии и нейрохирургии Саратовского государственного медицинского университета им. В.И. Разумовского. Особое внимание уделено балансу между точностью геометрического представления модели и вычислительной эффективностью, а также возможным погрешностям, связанным с дискретизацией и аппроксимацией. Результаты исследования показали, что максимальные эквивалентные напряжения, возникающие при нагрузке силой 400Н поясничного отдела позвоночника в твердотельной не полигональной модели, превышают напряжения в полигональной модели не более чем на 7–10 %, что является достаточным, чтобы утверждать о возможности оценки НДС сегментов позвоночника по упрощенной модели.

**Ключевые слова:** биомеханическое моделирование, метод конечных элементов, транспедикулярная фиксация, эквивалентные напряжения, напряженно-деформированное состояние, хирургическое лечение

**Финансирование.** Исследование выполнено в рамках проекта «Математическое моделирование анатомо-конституциональных типов позвоночно-тазового комплекса и разработка биомеханических критериев успешности его металлофиксации» (24-25-00359). Конкурс РНФ 2023 года «Проведение фундаментальных научных исследований и поисковых научных исследований малыми отдельными научными группами».

ORIGINAL RESEARCHES

Original article

doi: <https://doi.org/10.19163/1994-9480-2025-22-4-107-114>

## Features of approximation of finite-element models of transpedicular spinal fixation and their computational efficiency

A.E. Shulga<sup>1</sup>✉, M.S. Korolev<sup>2</sup>, S.P. Ivzhenko<sup>2</sup>, D.M. Puchinyan<sup>1</sup>, V.S. Tolkachev<sup>1</sup>, S.D. Shuvalov<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia

<sup>2</sup> Saratov State Technical University named after Yuri Gagarin, Saratov, Russia

**Abstract.** The work investigates the method of transpedicular fixation (TPF), which is widely used at present in the surgical treatment of various spinal pathologies. The technique allows for correction of deformations and stabilization of the spinal column, while the layout and extent of the metal structure are determined by the nosology and preferences of the surgeon. Biomechanics methods, including computer modeling and numerical calculations, were used to assess the stress-strain state of one of the TPF variants. The purpose of the study was to conduct a comparative assessment of the simplified PTK model with the results of standard modeling, and to substantiate the validity of the proposed approximation method for further scientific research. The main objective of the study was to create three-dimensional models of spinal-motor segments and the transpedicular system (TPS), followed by the calculation of their stress-strain state under compression load using the finite element method (FEM). The simulation was performed in SolidWorks Simulation using static analysis to determine stresses and deformations. The study examined a biomechanical model of the lumbar (L1–L5) spine of a patient at the Scientific Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery of the Saratov

State Medical University named after V.I. Razumovsky. Special attention is paid to the balance between the accuracy of the geometric representation of the model and computational efficiency, as well as possible errors associated with sampling and approximation. The results of the study showed that the maximum equivalent stresses arising from a 400 KN load on the lumbar spine in a solid-state non-polygonal model exceed the stresses in the polygonal model by no more than 7–10 %, which is sufficient to assert the possibility of estimating the VAT of spinal segments using a simplified model.

**Keywords:** biomechanical modeling, finite element method, transpedicular fixation, equivalent stresses, stress-strain state, surgical treatment

**Funding.** This study is a part of the project Mathematical modeling of the spinopelvic complex anatomical and constitutional types and designing biomechanical steps for its metal fixation (24-25-00359). Russian Science Foundation 2023 Competition Fundamental Scientific Research and Exploratory Scientific Search for Small Separate Science Teams.

Современная оперативная вертебрология представлена комплексом разноплановых реконструктивных вмешательств, направленных на восстановление функций позвоночника [1]. Одним из основополагающих хирургических методов является металлофиксация, показанием для которой служит практически любая патология позвоночного столба [2]. Наибольшее распространение получила методика транспедикулярной фиксации [3]. Многолетняя мировая практика показала, что имплантация стабилизирующих систем (особенно протяженных) наряду с многочисленными положительными эффектами чревата рядом неблагоприятных последствий. Одной из наиболее распространенных считается проблема чрезмерных биомеханических напряжений на границах фиксированного участка позвоночника [4]. Большинство авторов сходятся во мнении, что формирование кифотических деформаций и нестабильности вследствие высоких напряжений в переходных зонах связано с нефизиологичной коррекцией сагиттального контура, а также с погрешностями в определении верхней и нижней границ инструментализации [5].

В настоящее время существует методики, позволяющие осуществить персонализированный расчет вышеперечисленных параметров, однако, как отмечается в литературных источниках, они далеки от оптимальных и требуют дальнейшего изучения [6].

Наиболее предпочтительным способом исследования сагиттальной биомеханики позвоночно-тазового комплекса (ПТК) считается конечно-элементное (КЭ) моделирование, которое позволяет проанализировать напряженно-деформированное состояние любых вариантов фиксации, не прибегая к дорогостоящим стендовым испытаниям [7]. Полученные результаты могут быть использованы в составлении алгоритмов планирования ортопедических операций на позвоночнике, в том числе для исследований при помощи нейронных сетей. Следует отметить, что для обучения нейросетевых моделей необходимо большое количество исходных данных, в то время как создание КЭ моделей металлофиксации ПТК является весьма ресурсоемким процессом.

По всей видимости, решение этой проблемы заключается в упрощении сложных геометрических форм ПТК путем замены более простыми, удобными для анализа и обработки формами.

## ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Провести сравнительную оценку упрощенной модели ПТК с результатами стандартного моделирования и обосновать валидность предлагаемого способа аппроксимации для дальнейших научных исследований.

## МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

В работе рассматривается биомеханическая модель поясничного отдела позвоночника (L1-L5) с захватом Th12 позвонка. Чтобы детально исследовать поведение элементов позвоночного столба под воздействием нагрузок, используется компьютерное моделирование и численные методы определения напряженно-деформированного состояния (НДС).

Специализированные программы, применяемые для расчета напряженно-деформированного состояния разнообразных объектов, в основном используют метод конечных элементов (МКЭ) [8]. МКЭ является одним из ключевых инструментов в современных исследованиях биомеханики позвоночника и позволяет достаточно точно рассчитать механические свойства и реакции различных структур организма на внешние воздействия.

Рассмотрим основные аспекты применения этого метода для прочностных расчетов позвоночника совместно с фиксирующими конструкциями.

**Создание геометрической модели.** При помощи специальных программ (например, ANSYS, Abaqus, MSC Nastran, SolidWorks Simulation и т.д.) создается цифровая копия реального объекта – отдельного позвонка, диска или целого сегмента позвоночника. Геометрия строится либо вручную, либо импортируется из результатов компьютерной томографии (КТ) или магнитно-резонансной томографии (МРТ). В нашем случае была построена высокоточная виртуальная модель позвоночника в программе трехмерного моделирования Blender на основе данных КТ (рис. 1) и импортирована в среду моделирования SolidWorks.

SolidWorks позволяет создавать высокоточные трехмерные модели позвонков, межпозвонковых дисков, связок и мышц, используя различные инструменты CAD-моделирования. Это помогает детально воспроизвести структуру каждого элемента позвоночника, обеспечивая высокую степень реалистичности моделей. Применение SolidWorks в медицине широко обсуждается в специализированных журналах [9].

Система SolidWorks имеет в своем составе расширение Simulation, которое базируется на применении метода конечных элементов (МКЭ). Используя реальные нагрузки и условия эксплуатации, можно оценить напряженно-деформированное состояние участков позвоночника и фиксирующих конструкций, выявить слабые места и минимизировать риски разрушения во время операции или реабилитационного периода.

В работе [10] авторы выполнили построение высокоточной трехмерной модели позвоночника различных типов [11, 12], что позволяет максимально точно выполнить числовые расчеты НДС.



Рис. 1. Высокополигональная модель позвоночника

Проведение численных расчетов НДС для всего позвоночника требует значительных ресурсов вычислительных систем и занимает продолжительное время – от нескольких часов до суток. Поэтому потребовалось упростить задачу и обосновать это упрощение:

- рассматривается только поясничный отдел позвоночника (L1-L5);
- на основе полигональной модели строится твердотельная модель, упрощенная по форме, но максимально близкая по геометрическим параметрам к полигональной (рис. 2);
- рассчитывается НДС полигональной модели, работающей совместно с фиксирующей конструкцией;
- рассчитывается НДС твердотельной модели, работающей совместно с той же самой фиксирующей конструкцией;
- сравниваются результаты расчетов по каждой из двух моделей и определяется относительная погрешность вычислений;
- если точность вычислений для упрощенной модели по отношению к полигональной удовлетворительная, то можно этот подход применять для других сегментов позвоночника.

Конечно-элементная модель строится из простых геометрических форм, максимально близких к полигональным моделям, построенным на основе геометрических параметров сегментов реально существующих позвончиков.

В рамках исследования в среде SolidWorks Simulation были установлены следующие параметры КЭ-сетки: применяются тетраэдрические параболические конечные элементы; размер элементов установлен 2 мм для дисков и 3 мм для костей с допуском 0,1–0,15 мм.



Рис. 2. Процесс построения упрощенной твердотельной модели

Чтобы провести валидацию модели, то есть проверить, насколько хорошо работает описанная последовательность действий для различных участков позвоночника, для различных типов профильной конфигурации позвоночника и вариантов фиксации сегментов, требуется не один десяток численных экспериментов. Вычисления можно проводить на основе полученных результатов в данной работе.

**Определение физико-механических характеристик материалов.** Данные по механическим свойствам элементов позвоночника весьма вариабельны, что достаточно сильно затрудняет их интерпретацию как исследователями, занимающимися вопросами биомеханики, так и врачами-хирургами.

Кроме того, для разных условий функционирования можно придавать разные характеристики материалам, из которых состоит позвоночник. Если рассматриваются большие деформации (что присуще, например, травматическим случаям), то здесь нужно более подробно учитывать структуру элементов, особенности приложения силовых факторов, применять более сложные упругие и неупругие модели материалов, которые обсуждаются, например, в работе [13]. В этих случаях закономерно рассмотрение тензора деформаций



Грина – Лагранжа, содержащего нелинейные компоненты второго порядка.

Материал позвоночных дисков обычно полагают гиперупругим (в динамических случаях вязкоупругим) с обоснованием применения соответствующей модели гиперупругости – обычно Муни – Ривлина (плохо подходит для малых деформаций), или, что более предпочтительно для тканей позвоночника, модель Огдена, а также полиномиальная модель. Другие модели рассматриваются реже. Материал позвонков чаще всего считается линейно упругим.

В данной работе рассматривается поясничный отдел позвоночника с фиксирующим устройством, состоящим из транспедикулярных винтов, внедренных в тела позвонков, объединенных стержнями.

В этом случае относительные деформации в поясничном отделе можно считать малыми, а материалы всех элементов системы подчиняющимися закону Гука. В качестве основных механических характеристик достаточно использовать модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Компоненты тензора деформаций линейны относительно производных перемещений.

Механические характеристики структурных составляющих сегментов были заданы в соответствии с данными, представленными в работах [14, 15].

Необходимо отметить, что значения модуля упругости Юнга и коэффициента Пуассона для структурных компонентов позвоночника представлены в источниках в различных диапазонах [16].

Для проведения расчетов НДС были приняты следующие основные механические параметры: для позвонков модуль Юнга 350 МПа, коэффициент Пуассона 0,3, плотность 2020 кг/м<sup>3</sup>. Для межпозвонковых дисков – 57 МПа, 0,4 и 1090,3 кг/м<sup>3</sup> соответственно. Следует заметить, что в позвонках учитывается наличие губчатой и костной ткани, поэтому модуль Юнга и плотность имеют усредненное значение. Фиксирующая конструкция выполнена на основе титановых транспедикулярных винтов Ti-6Al-4V 5 × 20 мм, модуль Юнга 115 ГПа, коэффициент Пуассона 0,33

**Граничные условия и нагрузки.** Для поясничного отдела была принята вертикальная нагрузка 400 Н, приложенная к верхнему позвонку L1 (как вариант – учет вышележащего позвонка грудного отдела Th12 с приложенной к нему вертикальной нагрузкой). В КЭ-модели в качестве граничного условия были фиксированы все узлы нижней поверхности L5.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты расчетов НДС представлены на рис. 3, 4, где продемонстрированы изображения деформированных состояний с уровнями напряжений в виде температурной раскраски для модели на основе полигональной геометрии элементов и твердотельной не полигональной модели с упрощенной геометрией.

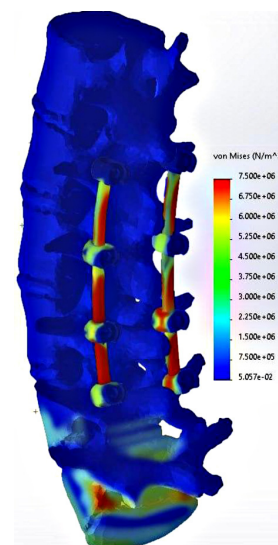


Рис. 3. Тепловая карта деформированных состояний с уровнями напряжений высокополигональной модели

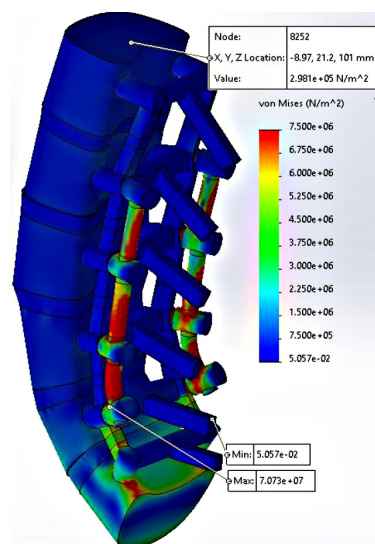


Рис. 4. Тепловая карта деформированных состояний с уровнями напряжений твердотельной модели

Анализ расчетов показал, что максимальные эквивалентные напряжения, возникающие при нагрузке силой 400Н поясничного отдела позвоночника, в твердотельной не полигональной модели, превышают напряжения в полигональной модели не более чем на 7–10 %, что является достаточным, чтобы утверждать о возможности оценки НДС сегментов позвоночника по упрощенной модели. Необходимо отметить, что качественная оценка деформированного состояния идентична для обоих случаев, и ориентация на уровни напряжения в упрощенной модели дает некоторый запас прочности, по сравнению с более точной полигональной моделью.

Полученные результаты демонстрируют сопоставимость биомеханических характеристик высокополигональной и упрощенной моделей транспедикулярной

фиксации, что позволяет говорить о допустимости использования предлагаемого способа аппроксимации в экспериментальных исследованиях позвоночника. Как утверждает ряд авторов, упрощение анатомической реалистичности структур ПТК не оказывает существенного влияния на результаты КЭ анализа, при этом значимо сокращает его ресурсоемкость. В частности, Nikkhoo M. с соавт. (2020) представили новый способ КЭ моделирования, в котором структуры позвонков аппроксимируются простыми геометрическими формами и плоскостями, что наряду с использованием обычных рентгенометрических данных позволяет значительно упростить процедуру геометрической персонализации и сократить продолжительность вычислений [17]. Проведенный авторами сравнительный анализ продемонстрировал сопоставимость локальных биомеханических реакций упрощенной модели поясничного отдела позвоночника и ее реалистичного аналога. Landinez D. (2025) с соавторами разработали аппроксимированную математическую модель ПТК с возможностью персонализированного геометрического проектирования сколиотической кривой по данным рентгенографии [18]. Использование для моделирования ПТК пациентов со сколиозом оригинального алгоритма автоматической сегментации позволило добиться 70–92,7 % соответствия моделей с исходными рентгенограммами. Данный подход дает возможность построить общую модель КЭ и адаптировать ее к конкретному состоянию пациента, избежав при этом утомительной ручной реконструкции на основе 3D-сегментации. Актуальным также представляется исследование Ху М. (2019) с соавт., в котором успешно апробирована упрощенная, безрезьбовая форма транспедикулярного винта [19]. Распределение напряжений, регистрируемых при КЭ анализе модели ТПФ поясничных позвонков, согласуется с данными клинических наблюдений и экспериментальных испытаний, что позволяет авторам сделать вывод о приемлемости этого способа аппроксимации винтовых имплантов.

Анализируя температурную расцветку напряжений, представленных по результатам расчетов на рис. 4, можно утверждать, что фиксирующая система эффективно разгружает костный аппарат позвоночника. При этом основную нагрузку принимают на себя винты и стержни с максимальным уровнем напряжений около  $7 \times 10^7$  Н/м<sup>2</sup>. Следует отметить, что такие значения имеют семикратный запас прочности для титановых сплавов. В то же время на всем протяжении фиксатора напряжения в позвонках и межпозвоночных дисках однородны, их значения колеблются около  $3\text{--}4 \times 10^5$  Н/м<sup>2</sup>.

Наибольшие напряжения  $5\text{--}7 \times 10^5$  Н/м<sup>2</sup> в позвонках и дисках наблюдаются на нижней границе фиксирующей системы  $\times 10^5$  Н/м<sup>2</sup>. Превышения предела прочности не наблюдается (предел прочности позвонков поясничного отдела примерно  $4 \times 10^7$  Н/м<sup>2</sup>).

Приведенные значения напряжений отличаются от напряжений, полученных на основе более геометрически точной модели, на величины не более чем на 7–10 % (рис. 3).

Таким образом, разработка методик геометрического упрощения КЭ моделей может считаться перспективным направлением в изучении биомеханики ПТК, что обусловлено сочетанием вычислительной экономичности и эффективности. Аппроксимация все чаще применяется при создании персонализированных моделей и геометрическом проектировании позвоночного столба, которые наряду с совершенствующимися методиками автосегментирования составляют комплекс обучения нейронных сетей [20].

Как свидетельствуют литературные источники, основным преимуществом КЭ анализа является возможность точного прогнозирования биомеханических реакций ПТК в заданных условиях, что делает его незаменимым инструментом для экспериментальных исследований и практической медицины [21, 22].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенные исследования показали, что геометрическая аппроксимация в той степени, как она описана в данной работе, не оказывает значимого влияния на расчеты напряжений высокополигональной и упрощенной моделей.

Таким образом, аппроксимированные КЭ модели позвоночника не требуют значительных вычислительных ресурсов для построения, но при этом позволяют быстро и с высокой воспроизводимостью результатов изучить биомеханику необходимых вариантов металлофиксации ПТК, что особенно актуально для экспериментальных и персонализированных исследований.

## СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Борзых К.О., Рерих В.В., Борин В.В. Осложнения лечения посттравматических деформаций грудного и поясничного отделов позвоночника методом этапных хирургических вмешательств. *Хирургия позвоночника*. 2020;17(1):6–14. doi: 10.14531/ss2020.1.6-14.
2. Tahal D., Madhavan K., Chieng L.O., Ghobrial G.M., Wang M.Y. Metals in Spine. *World Neurosurgery*. 2017;100: 619–627. doi: 10.1016/j.wneu.2016.12.105.
3. Alpizar-Aguirre A., González-Carbonell R.A., Ortiz-Prado A., Jacobo-Armendáriz V.H. Biomecánica de la interfaz hueso-tornillo en instrumentación transpedicular de columna (Biomechanics of the bone-screw interface in transpedicular spinal instrumentation). *Acta ortopédica mexicana*. 2022;36(3):172–178. (In Span.) doi:10.35366/109693.
4. Arora A., Sharfman Z.T., Clark A.J., Theologis A.A. Proximal Junctional Kyphosis and Failure: Strategies for Prevention. *Neurosurgery Clinics of North America*. 2023;34(4):573–584. doi: 10.1016/j.nec.2023.06.004.
5. Байков Е.С., Пелеганчук А.В., Сангинов А.Д., Леонова О.Н., Крутько А.В. Коррекция сагиттального дисбаланса

после предшествующих хирургических вмешательств по поводу дегенеративной патологии поясничного отдела позвоночника. *Хирургия позвоночника*. 2022;19(2):47–56. doi: 10.14531/ss2022.2.47-56.

6. Yagi M., Yamanouchi K., Fujita N., Funao H., Ebata S. Proximal Junctional Failure in Adult Spinal Deformity Surgery: An In-depth Review. *Neurospine*. 2023;20(3):876–889. doi: 10.14245/ns.2346566.283.

7. Leszczynski A., Meyer F., Charles Y.P., Deck C., Willinger R. Development of a flexible instrumented lumbar spine finite element model and comparison with *in-vitro* experiments. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2022;25(2):221–237. doi: 10.1080/10255842.2021.1948021.

8. Бате К.-Ю. Методы конечных элементов. Под ред. Л.И. Турчака. М.: Физматлит, 2010. 1022 с.

9. Андреев А.В., Усов М.А., Виссарионов С.В. Современные подходы к проектированию и изготовлению ортопедических имплантатов для лечения деформаций позвоночника у детей. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста*. 2019;7(3):61–72. doi: 10.17816/PTORS7361-72

10. Шульга А.Е., Ульянов В.Ю., Рожкова Ю.Ю., Шувалов С.Д. Конечно-элементное моделирование анатомо-конституциональных типов позвоночно-тазового комплекса (Roussouly) в аспекте изучения их биомеханических особенностей. *Гений ортопедии*. 2025;31(3):297–306. doi: 10.18019/1028-4427-2025-31-3-297-306.

11. Laouissat F., Sebaaly A., Gehrchen M., Roussouly P. Classification of normal sagittal spine alignment: refounding the Roussouly classification. *European Spine Journal*. 2018;27(8):2002–2011. doi: 10.1007/s00586-017-5111-x.

12. Sebaaly A., Gehrchen M., Silvestre C., Kharrat K., Bari T., Kreichati G., et al. Mechanical complications in adult spinal deformity and the effect of restoring the spinal shapes according to the Roussouly classification: a multicentric study. *European Spine Journal*. 2020;29(4):904–913. doi: 10.1007/s00586-019-06253-1.

13. Муслов С.А., Арутюнов С.Д., Сухочев П.Ю., Чижмаков Е.А. Расчет параметров упругих и гиперупругих моделей кожи лица. *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика*. 2025;25(1):91–105. doi: 10.18500/1816-9791-2025-25-1-91-105.

14. Григорьев А.И., Воложин А.И., Ступаков Г.П. Минеральный обмен у человека в условиях измененной гравитации. Проблемы космической биологии. Под ред. Ю.В. Наточина. М.: Наука, 1962. 215 с.

15. Березовский В.А., Колотилев Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: справочник. К.: Наук. думка, 1990. 222 с.

16. Чумаченко Е.Н., Логашина И.В. Расчет напряженно-деформированного состояния двигательного сегмента позвоночника при нагрузках. *Авиакосмическая и экологическая медицина*. 2014;48(5):51–57.

17. Nikkhoo M., Khoz Z., Cheng C.H., Niu C.C., El-Rich M., Khalaf K. Development of a novel geometrically-parametric patient-specific finite element model to investigate

the effects of the lumbar lordosis angle on fusion surgery. *Journal of biomechanics*. 2020;102:109722. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109722.

18. Landinez D., Rodríguez C.F., Cifuentes-De la Portilla C. Patient-specific spine digital twins: a computational characterization of the idiopathic scoliosis. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2025;20(1):39. doi: 10.1186/s13018-024-05417-0.

19. Xu M., Yang J., Lieberman I.H., Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads. *Medical engineering & physics*. 2019;67:11–21. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.03.004.

20. Nikkhoo M., Lu M.L., Chen W.C., Fu C.J., Niu C.C., Lin Y.H., et al. Biomechanical investigation between rigid and semirigid posterolateral fixation during daily activities: geometrically parametric poroelastic finite element analyses. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2021;9:646079. doi: 10.3389/fbioe.2021.646079.

21. Laville A., Laporte S., Skalli W. Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *Journal of biomechanics*. 2009;42(10):1409–1415. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.007.

22. Nikkhoo M., Chen W.C., Lu M.L., Fu C.J., Niu C.C., Lien H.Y. et al. Anatomical parameters alter the biomechanical responses of adjacent segments following lumbar fusion surgery: Personalized poroelastic finite element model-ing investigations. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2023;11:1110752. doi: 10.3389/fbioe.2023.1110752.

## REFERENCES

1. Borzykh K.O., Rerikh V.V., Borin V.V. Complications of the treatment of post-traumatic deformities of the thoracic and lumbar spine using staged surgical interventions. *Khirurgiya Pozvonochnika = Russian Journal of Spine Surgery*. 2020;17(1):6–14. (In Russ.) doi: 10.14531/ss2020.1.6-14.

2. Tahal D., Madhavan K., Chieng L.O., Ghobrial G.M., Wang M.Y. Metals in Spine. *World Neurosurgery*. 2017;100:619–627. doi: 10.1016/j.wneu.2016.12.105.

3. Alpizar-Aguirre A., González-Carbonell R.A., Ortiz-Prado A., Jacobo-Armendáriz V.H. Biomecánica de la interfaz hueso-tornillo en instrumentación transpedicular de columna (Biomechanics of the bone-screw interface in transpedicular spinal instrumentation). *Acta ortopédica mexicana*. 2022;36(3):172–178. (In Span.) doi:10.35366/109693.

4. Arora A., Sharfman Z.T., Clark A.J., Theologis A.A. Proximal Junctional Kyphosis and Failure: Strategies for Prevention. *Neurosurgery Clinics of North America*. 2023;34(4):573–584. doi: 10.1016/j.nec.2023.06.004.

5. Baikov E.S., Peleganchuk A.V., Sanginov A.J., Leonova O.N., Krutko A.V. Correction of sagittal imbalance after previous surgical interventions for degenerative lumbar spine disease. *Khirurgiya Pozvonochnika = Russian Journal of Spine Surgery*. 2022;19(2):47–56. (In Russ.) doi: 10.14531/ss2022.2.47-56.

6. Yagi M., Yamanouchi K., Fujita N., Funao H., Ebata S. Proximal Junctional Failure in Adult Spinal Deformity Surgery:



An In-depth Review. *Neurospine*. 2023;20(3):876–889. doi: 10.14245/ns.2346566.283.

7. Leszczynski A., Meyer F., Charles Y.P., Deck C., Willinger R. Development of a flexible instrumented lumbar spine finite element model and comparison with *in-vitro* experiments. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2022;25(2):221–237. doi: 10.1080/10255842.2021.1948021.

8. Bate K.-Yu. Finite element methods. Edited by L.I. Turchak. Moscow; Fizmatlit, 2010. 1022 p. (In Russ.).

9. Andreev A.V., Usov M.A., Vissarionov S.V. Modern approaches to the design and manufacture of orthopedic implants for the treatment of spinal de-formities in children. *Ortopediya, travmatologiya i vosstanovitel'naja hirurgiya detskogo vozrasta = Orthopedics, traumatology, and reconstructive surgery in childhood*. 2019;7(3):61–72. (In Russ.) doi: 10.17816/PTORS7361-72

10. Shulga A.E., Ulyanov V.Yu., Rozhkova Yu.Yu., Shuvalov S.D. Finite element modeling of anatomical constitutional types of the lumbar spine and pelvis (Roussouly) for study of the biomechanical aspects. *Genij Ortopedii = Orthopedic Genius*. 2025;31(3):297–306. (In Russ.) doi: 10.18019/1028-4427-2025-31-3-297-306.

11. Laouissat F., Sebaaly A., Gehrchen M., Roussouly P. Classification of normal sagittal spine alignment: refounding the Roussouly classification. *European Spine Journal*. 2018;27(8):2002–2011. doi: 10.1007/s00586-017-5111-x.

12. Sebaaly A., Gehrchen M., Silvestre C., Kharrat K., Bari T., Kreichati G., et al. Mechanical complications in adult spinal deformity and the effect of restoring the spinal shapes according to the Roussouly classification: a multicentric study. *European Spine Journal*. 2020;29(4):904–913. doi: 10.1007/s00586-019-06253-1.

13. Muslov S.A., Arutyunov S.D., Sukhochev P.Yu., Chizhnikov E.A. Calculation of parameters of elastic and hyperelastic models of facial skin. *Izvestiya Saratovskogo universiteta. Novaja seriya. Seriya: Matematika. Mehanika. Informatika = Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*. 2025;25(1):91–105. (In Russ.) doi: 10.18500/1816-9791-2025-25-1-91-105.

14. Grigor'ev A.I., Volozhin A.I., Stupakov G.P. Mineral metabolism in humans under altered gravity. *Problems of Space*

*Biology*. Ed. by Yu. V. Natochin. Moscow; Nauka, 1962. 215 p. (In Russ.).

15. Berezovskij V.A., Kolotilov N.N. Biophysical characteristics of human tissues: Guidebook. Kiev; Nauk. Dumka, 1990. 222 p. (In Russ.).

16. Chumachenko E.N., Logashina I.V. Calculation of the straindeformation condition of the spinal motor segment during loading. *Aviakosmicheskaja i jekologicheskaja medicina = Aerospace and Environmental Medicine*. 2014;48(5):51–57. (In Russ.).

17. Nikkhoo M., Khoz Z., Cheng C.H., Niu C.C., El-Rich M., Khalaf K. Development of a novel geometrically-parametric patient-specific finite element model to investigate the effects of the lumbar lordosis angle on fusion surgery. *Journal of biomechanics*. 2020;102:109722. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109722.

18. Landinez D., Rodríguez C.F., Cifuentes-De la Portilla C. Patient-specific spine digital twins: a computational characterization of the idiopathic scoliosis. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2025;20(1):39. doi: 10.1186/s13018-024-05417-0.

19. Xu M., Yang J., Lieberman I.H., Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads. *Medical engineering & physics*. 2019;67:11–21. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.03.004.

20. Nikkhoo M., Lu M.L., Chen W.C., Fu C.J., Niu C.C., Lin Y.H. et al. Biomechanical investigation between rigid and semirigid posterolateral fixation during daily activities: geometrically parametric poroelastic finite element analyses. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2021;9:646079. doi: 10.3389/fbioe.2021.646079.

21. Laville A., Laporte S., Skalli W. Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *Journal of biomechanics*. 2009;42(10):1409–1415. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.007.

22. Nikkhoo M., Chen W.C., Lu M.L., Fu C.J., Niu C.C., Lien H.Y. et al. Anatomical parameters alter the biomechanical responses of adjacent segments following lumbar fusion surgery: Personalized poroelastic finite element modelling investigations. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2023;11:1110752. doi: 10.3389/fbioe.2023.1110752.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Этические требования соблюдены. Текст не сгенерирован нейросетью

#### Сведения об авторах

Алексей Евгеньевич Шульга – кандидат медицинских наук, научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебологии, Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Саратов, Россия; ✉ doc.shulga@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-8476-0231>

Михаил Сергеевич Королев – кандидат технических наук, доцент кафедры «Прикладные информационные технологии» ИнПИТ Саратовского государственного технического университета им. Гагарина Ю.А., Саратов, Россия; [koroliow.mikhail@yandex.ru](mailto:koroliow.mikhail@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0002-4901-4468>

Сергей Петрович Ивженко – кандидат физико-математических наук, доцент кафедры «Информационно-коммуникационные системы и программная инженерия» ИнПИТ Саратовского государственного технического университета им. Гагарина Ю.А., Саратов, Россия; [sarvizir@mail.ru](mailto:sarvizir@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0002-9531-5536>

Даниил Миронович Пучиньян – доктор медицинских наук, профессор, научный сотрудник отдела инновационных проектов в травматологии и ортопедии, Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Саратов, Россия; puchinyan@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0001-9515-8342>

Владимир Сергеевич Толкачев – младший научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебологии, Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Саратов, Россия; vladimir.tolkachev@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-6580-4403>

Станислав Дмитриевич Шувалов – младший научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебологии, Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Саратов, Россия; shuvalov.stan@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8095-9398>

Статья поступила в редакцию 11.07.2025; одобрена после рецензирования 19.08.2025; принята к публикации 18.11.2025.

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

Ethical requirements are met. The text is not generated by a neural network

#### Information about the authors

Aleksey E. Shulga – MD, PhD in Medical Sciences, Researcher of the Department of Innovative Projects in Neurosurgery and Vertebrology, Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia; [doc.shulga@yandex.ru](mailto:doc.shulga@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8476-0231>

Mikhail S. Korolev – PhD in Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Applied Information Technologies, Saratov State Technical University named after Yuri Gagarin, Saratov, Russia; koroliow.mikhail@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4901-4468>

Sergey P. Ivzhenko – PhD in Physics and Mathematics, Associate Professor at the Department of Information and Communication Systems and Software Engineering, Saratov State Technical University named after Yuri Gagarin, Saratov, Russia; sarvizir@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9531-5536>

Daniil M. Puchinyan – MD, DSc Med, Professor, Researcher of the Department of Innovative Projects in Traumatology and Orthopedics, Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia; puchinyan@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0001-9515-8342>

Vladimir S. Tolkachev – MD, Junior Researcher, Department of Innovative Projects for Neurosurgery and Vertebrology, Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia; vladimir.tolkachev@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-6580-4403>

Stanislav D. Shuvalov – MD, Junior Researcher, Department of Innovative Projects for Neurosurgery and Vertebrology, Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia; shuvalov.stan@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8095-9398>

The article was submitted 11.07.2025; approved after reviewing 19.08.2025; accepted for publication 18.11.2025.