



УДК 539.3:617.547

Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения

А. М. Донник, Д. В. Иванов, Л. Ю. Коссович, К. К. Левченко, С. И. Киреев, К. М. Морозов, Н. В. Островский, В. В. Зарецков, С. В. Лихачев

Донник Анна Михайловна, научный сотрудник лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений», Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83, Donnikam@info.sgu.ru

Иванов Дмитрий Валерьевич, кандидат физико-математических наук, ведущий научный сотрудник лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений», Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83, ivanovdv@gmail.com

Коссович Леонид Юрьевич, доктор физико-математических наук, научный руководитель лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений», Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83, president@info.sgu.ru

Левченко Кристина Константиновна, доктор медицинских наук, старший научный сотрудник отдела инновационных технологий управления в лечении и реабилитации, Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет им. В. И. Разумовского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112, nano-bio@info.sgu.ru

Киреев Сергей Иванович, доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении, Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83, nano-bio@info.sgu.ru

Морозов Константин Моисеевич, доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении, Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83, nano-bio@info.sgu.ru

Островский Николай Владимирович, доктор медицинских наук, начальник отдела клеточной инженерии, Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83, nano-bio@info.sgu.ru



Зарецков Владимир Владимирович, доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебрологии, Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет им. В. И. Разумовского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112, vzaretskov@mail.ru

Лихачев Сергей Вячеславович, кандидат медицинских наук, научный сотрудник отдела инновационных проектов в нейрохирургии и вертебрологии, Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет им. В. И. Разумовского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112, likha4@mail.ru

Биомеханические эксперименты широко применяются для изучения механических характеристик элементов позвоночника при различных видах нагружения. Для исследования поведения позвоночника после хирургического вмешательства с использованием биомеханического эксперимента важно правильное построение трехмерных твердотельных моделей. Существует несколько подходов к моделированию каждой анатомической составляющей позвоночного столба. Общепринятым считается построение тел позвонков на основе результатов компьютерной томографии. Межпозвонковые диски моделируются в виде объемных тел. Фасеточные суставы и связки при подготовке к расчетам задаются в виде контактных условий. Работа посвящена построению трехмерной геометрической твердотельной модели сегмента позвоночника Th7-L1 с транспедикулярной фиксацией и межтеловым кейджем. Построение осуществлено с использованием комплекса программных продуктов Materialise Mimics, 3-Matic, SolidWorks и ANSYS.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, твердотельная модель, межпозвонковый диск, фасеточные суставы, связки, позвонок.

Поступила в редакцию: 13.04.2019 / Принята: 10.06.2019 / Опубликовано: 02.12.2019

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0)

DOI: <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438>

ВВЕДЕНИЕ

Спинальная хирургия — это область практической медицины, направленная на лечение заболеваний и травм позвоночника, спинного мозга, периферических нервов. Необходимость хирургического лечения зависит от масштабов повреждения позвоночника и сохранности или потери его стабильности [1, 2]. Благодаря свойству стабильности позвоночника его элементы способны сохранять свои нормальные анатомические взаимоотношения во всех физиологических положениях. В связи с этим свойством повреждения позвоночника делятся на два типа: стабильные и нестабильные. Повреждения, которые не влекут за собой нарушение стабильности позвоночника, называют стабильными, иные — нестабильными. Определить тип повреждения можно, условно разделив позвоночник на три опорные структуры

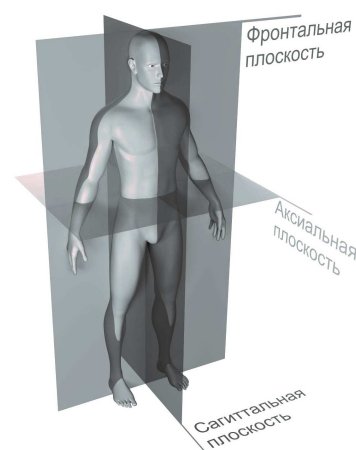


Рис. 1. Анатомические плоскости тела человека

Fig. 1. Anatomical planes of the human body



(колонны) в сагиттальной проекции (рис. 1, табл. 1): переднюю, среднюю и заднюю. Повреждения, локализованные в одной из колонн, относятся к стабильным; повреждения, затрагивающие две или три колонны, относятся к нестабильным. При нестабильных повреждениях позвоночника хирургическое вмешательство необходимо. Подобрать наилучший вариант хирургического вмешательства, направленного на восстановление стабильности позвоночника, нарушенной вследствие травм, помогает проведение биомеханического эксперимента, одним из этапов которого является построение биомеханической модели [3,4].

Таблица 1 / Table 1

Трехколонная концепция строения позвоночника по F. Denis
Three-columned spinal structure concept by F. Denis

Опорная структура (колонна) [Support structure (column)]	Составляющие элементы [Components]
Передняя [Anterior]	Передняя часть тел позвонков и межпозвонковых дисков и передняя продольная связка [Anterior vertebral and intervertebral disc bodies and anterior longitudinal ligament]
Средняя [Middle]	Задняя часть тел позвонков и межпозвонковых дисков и задняя продольная связка [Back of the vertebral and intervertebral discs and the posterior longitudinal ligament]
Задняя [Back]	Поперечные и остистые отростки, ножки и ламинарные части дужек позвонков, фасеточные суставы, межостистые, надостистые и желтые связки [Transverse and spinous processes, legs and laminar parts of the vertebral arch, facet joints, interspinous, supraspinatus and yellow ligaments]

Биомеханическая модель позвоночника представляет собой трехмерную твердотельную модель с назначенными механическими свойствами. Поиск публикаций, авторы которых занимаются биомеханическим моделированием сегментов позвоночного столба, показал неоднозначность подхода к построению биомеханических моделей.

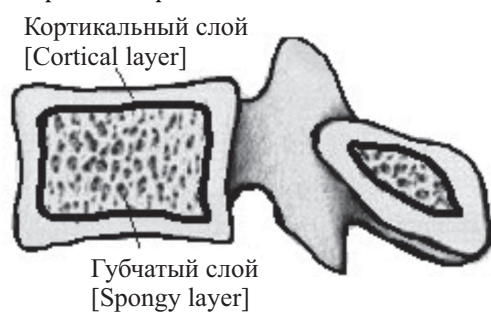


Рис. 2. Разделение позвонка на кортикальный и губчатый слои
Fig. 2. Separation of the vertebra into the cortical and spongy layers

В качестве исходных данных для построения тел позвонков авторы [5–32] используют результаты компьютерной томографии (КТ) и рентгенографии пациентов в виде DICOM-файлов. При этом исследователи применяют специализированное ПО (Simpleware software [5], 3D Slicer [6], sterEOS [12], HyperMesh [21], Mimics [7–29]). Модели позвонков могут полностью состоять из кортикального слоя или включать в себя как кортикальный, так и губчатый слой костной ткани (рис. 2), [6–29].

Толщина кортикального слоя принимается от 0.4 до 1 мм. Так, в работе [14] авторы принимают толщину кортикального слоя 0.4–0.5 мм, в работах [7–13, 15–29] толщина кортикального слоя принята 0.5–1 мм. Остальное внутреннее пространство позвонка принимают заполненным губчатым слоем.

Толщина кортикального слоя принимается от 0.4 до 1 мм. Так, в работе [14] авторы принимают толщину кортикального слоя 0.4–0.5 мм, в работах [7–13, 15–29] толщина кортикального слоя принята 0.5–1 мм. Остальное внутреннее пространство позвонка принимают заполненным губчатым слоем.



При построении моделей позвонков применяется функция сглаживания, чтобы обеспечить гладкость поверхности тела [6, 7, 13].

Для построения нежестких структур сегментов позвоночного столба (межпозвонковые диски, связки, фасеточные суставы) используют различные CAD/CAE системы, такие как SolidWorks [7, 10], Abaqus [14, 15, 17], ANSYS [6, 11, 14–21].

Межпозвонковые диски принято строить в виде объемного тела, заполняющего пространство между замыкательными пластинами смежных позвонков. При этом возможно использование упрощенной модели, когда диск не делится на слои [6, 7], или модели, учитывающей разделение на пульпозное ядро и фиброзное кольцо, представленное 4 или 5 слоями [10, 13, 15, 17, 19, 21].

К моделированию фасеточных суставов предлагают несколько подходов, один из которых заключается в построении объемных тел между суставными отростками смежных позвонков в SolidWorks [7, 13, 20]. Наиболее часто модель фасеточных суставов заменяется заданием контактных условий между поверхностями суставных отростков смежных позвонков без трения [10, 11, 14, 15, 19] или с трением [16]. Коэффициент трения при этом принимается равным 0.2.

Моделирование связочного аппарата возможно путем создания объемных тел или заменой связок одномерными нелинейными пружинами с вершинами на поверхностях тел позвонков. Это позволяют делать многие CAD/CAE-системы, например ANSYS [12, 14–17, 20].

Ряд публикаций [6, 12, 33–37] посвящен построению моделей позвоночника с имплантируемыми конструкциями (транспедикулярные системы, заменители межпозвонковых дисков Sage, межтеловые заменители типа MESH и др.).

Несмотря на наличие большого количества работ, связанных с построением трехмерных моделей, в этой области остается много вопросов для исследования. Наша работа посвящена построению трехмерной твердотельной модели позвоночника, соответствующей состоянию человека после хирургического вмешательства. Задача состояла в построении персонализированной модели позвоночника с установленными фиксирующими металлоконструкциями, пригодной для дальнейших исследований в биомеханическом эксперименте.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Построение тел позвонков

Исходными данными для построения тел позвонков послужили результаты КТ в виде срезов, сделанных с шагом 0.5 мм (рис. 3). Для рассматриваемого случая использовано 702 DICOM-файла.

Построение трехмерных моделей в программном комплексе (ПК) Mimics выполнялось путем обработки срезов, представляющих проекцию позвоночника на фронтальную, сагиттальную и аксиальную плоскости.

С помощью команды New Mask создана новая маска, которая на каждом срезе покрывает все серые пиксели заданного диапазона цветом маски (под маской в ПК Mimics понимается инструмент для выделения анатомических объектов из данных DICOM). Это позволило инициализировать пиксели, соответствующие кортикальному слою костной ткани. Границы диапазона серого цвета этого типа ткани соответствуют типу Bone(СТ) в окне Thresholding. Выделенная цветом фигура не включает в себя мягкие ткани и губчатый слой, однако может включать некоторые артефакты (рис. 4, а).



С целью устранения неточностей в построении границ кортикального слоя каждый срез обработан с применением команды Edit Mask.

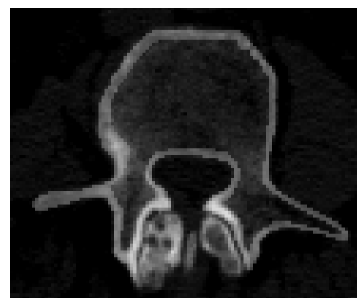
С помощью опции Draw закрасены недостающие пиксели, а с помощью опции Erase очищены области, соответствующие губчатому слою. Таким образом получены точные границы кортикального слоя без «выключенных» пикселей и без мелких артефактов (рис. 4, б). Применением команды Cavity Fills область внутри границ кортикального слоя на каждом срезе заполнена новой маской, которая соответствует губчатому слою. Особенность этой команды заключается в том, что при заливке новая маска автоматически заполняет все пространство внутри замкнутой кривой.



Рис. 3. КТ-снимок
Fig. 3. CT scan



а / а



б / б

Рис. 4. Маска для позвонка до (а) и после (б) обработки
Fig. 4. Mask for the vertebra before (a) and after (b) treatment

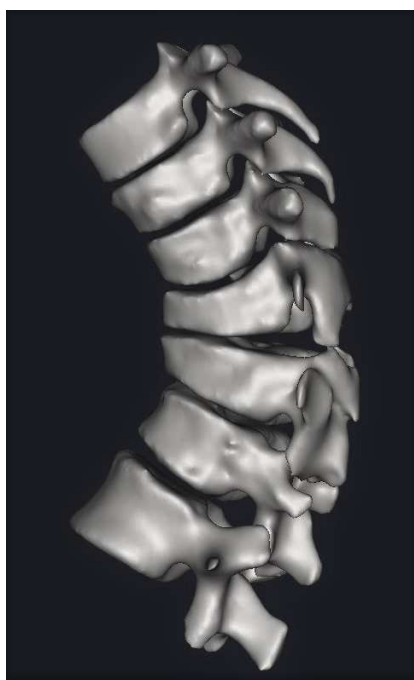


Рис. 5. Трехмерная модель Th7-L1
Fig. 5. Three-dimensional model Th7-L1

После того, как все срезы обработаны и маски отредактированы, с помощью опции Calculate 3D сформированы трехмерные модели тел позвонков (рис. 5). Построенные модели сглажены путем применения функции Smoothing.

Полученные трехмерные модели были импортированы в программный пакет Materialise 3-Matic для дальнейшего создания твердотельных моделей тел позвонков. Используя функцию Model, трехмерные позвонки загружены в программный продукт, а затем с помощью функции Wrap покрыты набором поверхностей. Функцией Reduce элементы поверхностей увеличены и сглажены функцией Smoothing. Обработанные тела позвонков экспортированы в формат STEP для дальнейшего моделирования биологических структур, соответствующих анатомическому строению (межпозвоночные диски, фасеточные суставы).

Построение межпозвоночных дисков

Построение межпозвоночных дисков выполнено в системе автоматизированного проектирования SolidWorks с использованием вспомогательных замкнутых кривых, служащих верхней и нижней границами диска. Для построения нижней границы



на верхней замыкательной пластине нижнего позвонка построена вспомогательная плоскость по трем точкам. Параллельно ей, со смещением на 1.5–3 мм в направлении позвонка, построена другая плоскость, которая пересекает тело позвонка односвязной областью. В этой плоскости, не выходя за края тела позвонка, с помощью функции «Сплайн» построен эскиз, который служит основой для нижней границы межпозвонкового диска. На нижней замыкательной пластине верхнего позвонка аналогичным образом создан второй эскиз, служащий основой для верхней границы межпозвонкового диска. С помощью функции «Бобышка/основание по сечениям» от нижнего до верхнего эскизов вытянуто объемное тело, которое пересекает позвонки. Чтобы устранить пересечения, общая часть диска с позвонками удалена с помощью функции «Комбинировать тела». Таким образом, построена модель межпозвонкового диска, плотно прилегающая к позвонкам (рис. 6).

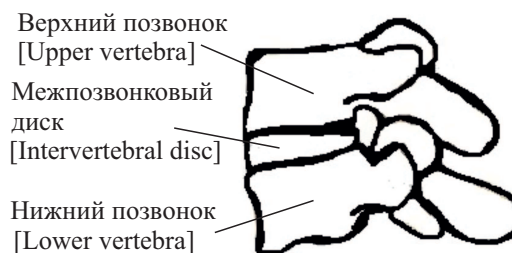


Рис. 6. Позвоночно-двигательный сегмент: позвонок – межпозвонковый диск – позвонок
 Fig. 6. IVertebral-motor segment: vertebra-intervertebral disc – vertebra

Построение фасеточных суставов

Моделирование фасеточных суставов выполнено в конечно-элементном пакете ANSYS 18. Для этого заданы контактные условия без трения между пластинами верхних суставных отростков нижнего позвонка и нижних суставных отростков верхнего позвонка (рис. 7).

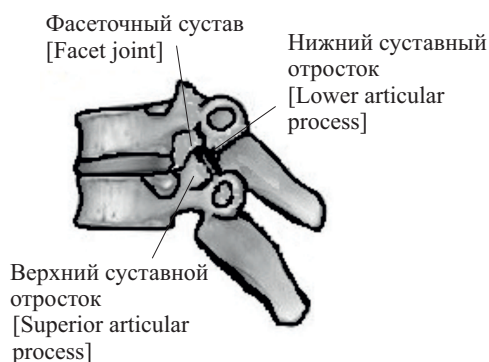


Рис. 7. Модель фасеточного сустава
 Fig. 7. A model of the facet joint

Построение 3D модели позвоночника с металлоконструкцией

Построение моделей металлоконструкций и их интегрирование в модель позвоночника выполнено в системе автоматизированного проектирования Solid-Works. В данном случае металлоконструкция состоит из системы транспедикулярной фиксации (ТПФ) и межтелового кейджа MESH (рис. 8).

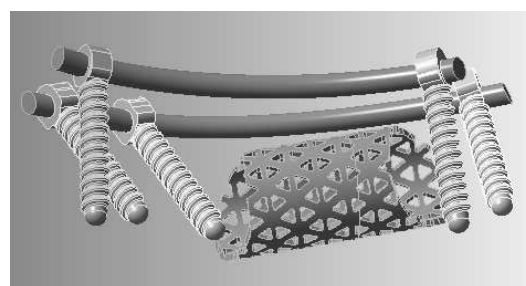
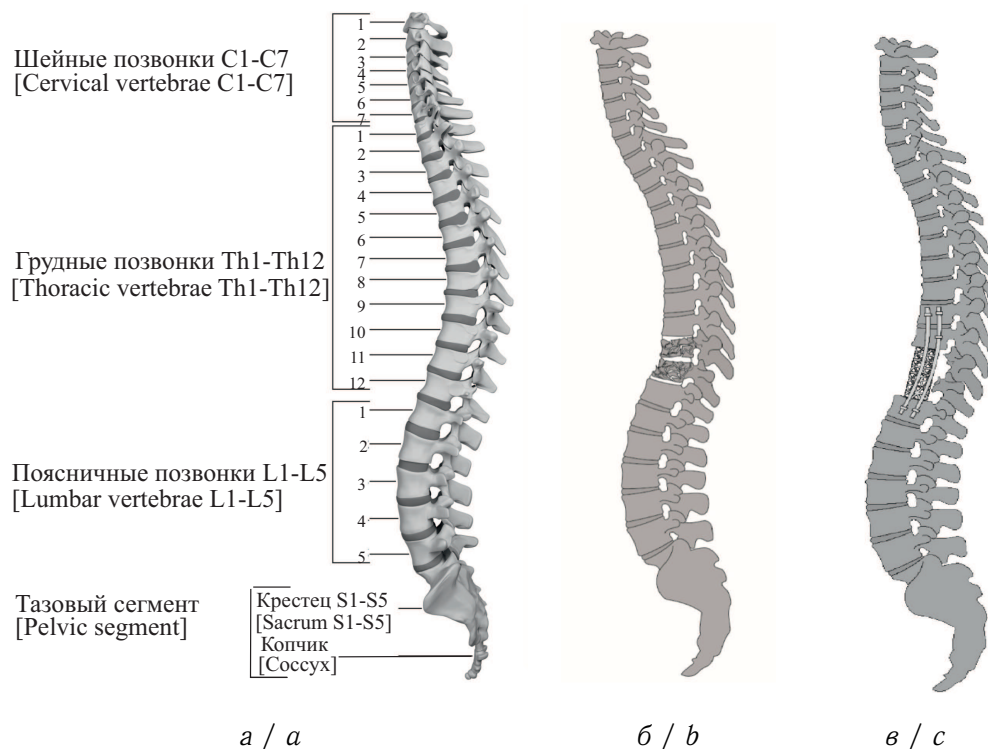


Рис. 8. Трехмерная твердотельная модель: ТПФ и кейдж MESH

Fig. 8. Three-dimensional solid model: TFF and MESH cage

Система ТПФ включает в себя винты, гайки и штанги и устанавливается через наиболее прочные части позвоночника [33, 34]. Межтеловой кейдж типа MESH представляет собой полый цилиндр с сетчатой боковой поверхностью, которым замещаются поврежденные тела позвонков. В приведенном примере система ТПФ соединяет позвонки Th8, Th9 и Th12, кейдж установлен вместо тел двух поврежденных позвонков Th10, Th11 (рис. 9).

В приведенном примере система ТПФ соединяет позвонки Th8, Th9 и Th12, кейдж установлен вместо тел двух поврежденных позвонков Th10, Th11 (рис. 9).



a / a

б / б

в / в

Рис. 9. Позвоночник: *a* — строение позвоночника; *б* — позвоночник с поврежденными позвонками Th10, Th11; *в* — позвоночник с установленной металлоконструкцией
 Fig. 9. Spine: *a* is the structure of the spine; *b* is the spine with damaged vertebrae Th10, Th11; *c* is the spine with installed metal

Модели винтов, стержней и кейджа построены с учетом их точной геометрии и размеров. Расположение металлоконструкции, т.е. положение относительно сегмента позвоночника в пространстве и угол наклона, отрегулировано с помощью функции «Переместить/копировать». Эта функция позволяет объемные тела копировать, перемещать в пространстве и вращать. Модели стержней, соединяющих винты, построены телами цилиндрической формы, протяженностью от винтов, установленных в тело позвонка Th8, до винтов, установленных в тело позвонка Th12.

Построение связок

Все виды связок (передняя, задняя, межпоперечные, межостистые, надостистые) смоделированы в конечно-элементном пакете ANSYS 18 в виде одномерных объектов типа Spring между смежными позвонками, остистыми отростками, поперечными отростками (рис. 10).

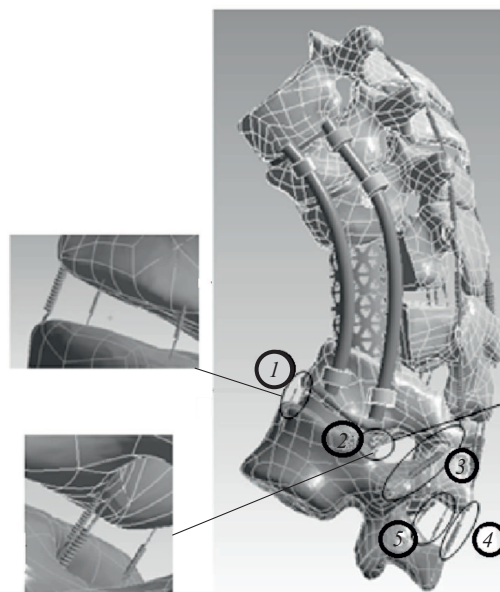


Рис. 10. Трехмерная модель сегмента Th7-L1 позвоночника с металлоконструкцией и связками: 1 — передняя, 2 — задняя, 3 — межпоперечные, 4 — надостистые, 5 — межостистые
 Fig. 10. Three-dimensional model of the Th7-L1 segment of the spine with metal construction and ligaments: 1 is the anterior, 2 is the posterior, 3 is the transverse, 4 is the supraspinatus, 5 is the interspinous



ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Построение трехмерных твердотельных моделей является актуальной задачей биомеханики [35–38]. Не существует однозначного подхода к трехмерному моделированию биологических объектов, однако многие исследователи преследуют цель совершенствования моделей для лучшего соответствия физиологическому строению и улучшения их качества. Также осуществляется поиск допустимых упрощений при моделировании, не влияющих на результаты биомеханического эксперимента. Приведенный алгоритм построения с использованием специализированного программного обеспечения (Mimics, 3-Matic, SolidWorks, ANSYS 18) является одним из способов создания индивидуальных твердотельных моделей, точно учитывающих физиологическое строение позвоночного столба и окружающих его элементов.

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке Фонда перспективных исследований (проект № 6/130/2018-2021).

Библиографический список

1. *Shulga A. E., Ninel' V. G., Norkin I. A., Puchin'yan D. M., Zaretskov V. V., Korshunova G. A., Ostrovskii V. V., Smolkin A. A.* Contemporary views on the pathogenesis of trauma to the spinal cord and peripheral nerve trunks // *Neuroscience and Behavioral Physiology*. 2015. Vol. 45, № 7. P. 811–819. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11055-015-0148-y>
2. *Зарецков В. В., Арсениевич В. Б., Лихачев С. В., Шульга А. Е., Стенухович С. В., Богомолова Н. В.* Застарелое повреждение переходного грудопоясничного отдела позвоночника // *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста*. 2015. Т. 4, № 2. С. 61–66.
3. *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*. 2018. Vol. 1959, iss. 1. Art. 090002. DOI: <https://doi.org/10.1063/1.50347412018>
4. *Лихачев С. В., Зарецков В. В., Арсениевич В. Б., Шульга А. Е., Щаницын И. Н., Скрипаченко К. К.* Биомеханические аспекты циркулярного спондилосинтеза переходного грудопоясничного отдела позвоночника // *Саратовский научно-медицинский журнал*. 2018. Т. 14, № 3. С. 560–566.
5. *Su J.-C., Li Z.-D., Cao L.-H., Yu B.-G., Zhang C.-C., Li M.* Three-dimensional finite element analysis of lumbar vertebra loaded by static stress and its biomechanical significance // *Chinese Journal of Traumatology*. 2009. Vol. 12, № 3. P. 153–156. DOI: <https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.1008-1275.2009.03.006>
6. *Xu M., Yang J., Lieberman I. H., Haddas R.* Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2016. Vol. 20, iss. 1. P. 1–15. DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1193596>
7. *Кудяшев А. Л., Хоминец В. В., Теремшенок А. В., Коростелев К. Е., Нагорный Е. Б., Доль А. В., Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю.* Биомеханические предпосылки формирования проксимального переходного кифоза после транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника // *Российский журнал биомеханики*. 2017. Т. 21, № 3. С. 313–323. DOI: <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2017.3.07>
8. *Доль А. В., Доль Е. С., Иванов Д. В.* Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилосинтеза позвоночника на уровне L4-L5 // *Российский журнал биомеханики*. 2018. Т. 22, № 1. С. 31–44. DOI: <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2018.1.00>



9. Кудяшев А. Л., Хоминец В. В., Терешонок А. В., Нагорный Е. Б., Стадниченко С. Ю., Доль А. В., Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Ковтун А. Л. Биомеханическое моделирование при хирургическом лечении пациента с истинным спондилолистезом поясничного позвонка // Хирургия позвоночника. 2018. Т. 15, № 4. С. 87–94. DOI: <https://doi.org/10.14531/2018.4.87-94>
10. Kim Y. H., Khuyagbaatar B., Kim K. Recent advances in finite element modeling of the human cervical spine // Journal of Mechanical Science and Technology. 2018. Vol. 32, iss. 1. P. 1–10. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12206-017-1201-2>
11. Dreischarf M., Rohlmann A., Bergmann G., Zander T. Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine // Journal of Biomechanics. 2011. Vol. 44, iss. 12. P. 2323–2327. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.040>
12. Galbusera F., Bassani T., Barbera L. L., Ottardi C., Schlager B., Brayda-Bruno M., Villa T., Wilke H.-J. Planning the surgical correction of spinal deformities: toward the identification of the biomechanical principles by means of numerical simulation // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2015. Vol. 3. Art. 178. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00178>
13. Tsouknidas A., Michailidis N., Savvakis S., Anagnostidis K., Bouzakis K.-D., Kapetanios G. A finite element model technique to determine the mechanical response of a lumbar spine segment under complex loads // Journal of Applied Biomechanics. 2012. Vol. 28, iss. 4. P. 448–456. DOI: <https://doi.org/10.1123/jab.28.4.448>
14. Toosizadeh N., Haghpanabi M. Generating a finite element model of the cervical spine: estimating muscle forces and internal loads // Scientia Iranica B. 2017. Vol. 18, № 6. P. 1237–1245. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.scient.2011.10.002>
15. Tyndyka M. A., Barron V., McHugh P. E., O'Mahoney D. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine // Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2017. Vol. 9, № 1. P. 35–46.
16. Su Y.-S., Ren D., Wang P.-C. Comparison of biomechanical properties of single and two-segment fusion for Denis type B spinal fractures // Orthopaedic Surgery. 2013. Vol. 5, iss. 4. P. 266–273. DOI: <https://doi.org/10.1111/os.12068>
17. Zhao Y., Li Q., Mo Z., Sun Y., Fan Y. Finite element analysis of cervical arthroplasty with fusion against 2-level fusion // Journal of Spinal Disorders and Techniques. 2013. Vol. 26, iss. 6. P. 347–350. DOI: <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e318246b163>
18. Zhao L., Chen J., Liu J., Elsamaloty L., Liu X., Li J., Elgafy H., Zhang J., Wang L. Biomechanical analysis on of anterior transpedicular screw-fixation after two-level cervical corpectomy using finite element method // Clinical Biomechanics. 2018. Vol. 60. P. 76–82. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.008>
19. Cho P. G., Ji G. Y., Park S. H., Sgin D. A. Biomechanical analysis of biodegradable cervical plates developed for anterior cervical discectomy and fusion // Asian Spine Journal. 2018. Vol. 12, № 6. P. 1092–1099. DOI: <https://doi.org/10.31616/asj.2018.12.6.1092>
20. Sharabi M., Levi-Sasson A., Wolfsan R., Wade K. R., Galsbusera F., Benayahu D., Wilke H.-J., Haj-Ali R. The mechanical role of the radial fibers network within the annulus fibrosus of the lumbar intervertebral disc: A finite elements study // Journal of Biomechanical Engineering. 2018. Vol. 141, iss. 2. P. 1–29. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4041769>
21. Jiang Y., Sun X., Peng X., Zhao J., Zhang K. Effect of sacral slope on the biomechanical behaviour of the low lumbar spine // Experimental and Therapeutic Medicine. 2017. Vol. 13, iss. 5. P. 2203–2210. DOI: <https://doi.org/10.3892/etm.2017.4251>
22. Boroukov A. I., Maslov L. B., Zhmaylo M. A., Zelinsky I. A., Voinov I. B., Keresten I. A., Mamchits D. V., Tikhilov R. M., Kovalenko A. N., Bilyk S. S., Denisov A. O. Finite element stress analysis of a total hip replacement in two-legged standing // Russian Journal of Biomechanics. 2018. Vol. 22, № 4. P. 382–400. DOI: <https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2018.4.02>



23. Fagan M. J., Julian S., Mohsen A. M. Finite element analysis in spine research // Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2002. Vol. 216, iss. 5. P. 281–298. DOI: <https://doi.org/10.1243/09544110260216568>
24. Finley S. M., Brodke D. S., Spina N. T., DeDen C. A., Ellis B. J. FEBio finite element models of the human lumbar spine // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2018. Vol. 21, № 6. P. 444–452. DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1478967>
25. Arai Y., Takahashi H. E., Suzuki H. Stress analysis of the lumbar spine using the finite element model // Takahashi H. E. (eds.). Spinal Disorders in Growth and Aging. Tokyo : Springer, 1995. P. 167–174. DOI: https://doi.org/10.1007/978-4-431-66939-5_13
26. Shin D. S., Lee K., Kim D. Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method // Asian Spine Journal. 2018. Vol. 12, № 6. P. 1092–1099. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cad.2007.03.005>
27. Ambati D. V., Wright E. K., Lehman R. A., Kang D. G., Wagner S. C., Dmitriev A. E. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: a finite element study // The Spine Journal. 2015. Vol. 15, № 6. P. 1812–1822. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.06.015>
28. Li Q. Y., Kim H.-J., Son J., Kang K.-T., Chang B.-S., Lee C.-K., Slok H. S., Yeom J. S. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis // Computer in Biology and Medicine. 2017. Vol. 89. P. 512–519. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.09.003>
29. Campbell J. Q., Coombs D. J., Rao M., Rullkoetter P. J., Petrella A. J. Automated finite element meshing of the lumbar spine: Verification and Validation with 18 specimen – specific models // Journal of Biomechanics. 2016. Vol. 49, iss. 13. P. 2669–2676. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.025>
30. Shirazi-Adl A., Ahmed A., Shrivastava S. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments // Journal of Biomechanics. 1986. Vol. 19, iss. 4. P. 331–350. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90009-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90009-6)
31. Lee K. K., Teo E. C., Fuss F. K., Vannewille V., Qiu T. X., Ng H. W., Yang K., Sabbitzer R. J. Finite-element analysis for lumbar interbody fusion under axial loading // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004. Vol. 51, iss. 3. P. 393–400. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.820994>
32. Totoribe K., Tajima N., Chosa E. A biomechanical study of posterolateral lumbar fusion using a three-dimensional nonlinear finite element method // Journal of Orthopaedic Science. 1999. Vol. 4, iss. 2. P. 115–126. DOI: <https://doi.org/10.1007/s007760050083>
33. Cho W., Cho S. K., Wu C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation // The Journal of Bone & Joint Surgery (Br). 2010. Vol. 92-B, № 8. P. 1061–1065. DOI: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B8.24237>
34. Sansur Ch. A., Caffes N. M., Ibrahimi D. M., Pratt N. L., Lewis E. M., Murgatroyd A. A., Cunningham B. W. Biomechanical fixation properties of cortical versus transpedicular screws in the osteoporotic lumbar spine: An in vitro human cadaveric model // Journal of Neurosurgery: Spine. 2016. Vol. 25, iss. 4. P. 467–476. DOI: <https://doi.org/10.3171/2016.2.SPINE151046>
35. Wu W., Chen C., Ning J., Sun P., Zhang J., Wu C., Bi Z., Fan J., Lai X., Ouyang J. A novel anterior transpedicular screw artificial vertebral body system for lower cervical spine fixation: a finite element study // Journal of Biomechanical Engineering. 2017. Vol. 139, iss. 6. Art. 061003. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4036393>
36. Guvenc Y., Akyoldas G., Senturk S., Erbulut D., Yaman O., Ozer A. F. How to reduce stress on the pedicle screws in thoracic spine? Importance of screw trajectory: a finite element analysis // Turkish Neurosurgery. 2018. Vol. 29, iss. 1. P. 1–26. DOI: <https://doi.org/10.5137/1019-5149.JTN.21895-17.2>



37. Lv Q.-B., Gao X., Psn X.-X., Jin H.-M., Lou X.-T., Li Sh.-M., Yan Y.-Zh., Wu C.-C., Lin Y., Ni W.-F., Wang X.-Y., Wu A.-M. Biomechanical properties of novel transpedicular transdiscal screw fixation with interbody arthrodesis technique in lumbar spine: A finite element study // Journal of Orthopaedic Translation. 2018. Vol. 15. P. 50–58. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.08.005>
38. Hsieh Y.-Y., Chen Ch.-H., Tsuang F.-Y., Wu L. Ch., Lin Sh.-Ch., Chiang Ch.-J. Removal of fixation construct could mitigate adjacent segment stress after lumbosacral fusion: A finite element analysis // Clinical Biomechanics. 2017. Vol. 43. P. 115–120. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.011>

Образец для цитирования:

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 // Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Математика. Механика. Информатика. 2019. Т. 19, вып. 4. С. 424–438. DOI: <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438>

Creation of Three-Dimensional Solid-State Models of a Spine with Transpedicular Fixation Using a Specialized Software

A. M. Donnik, D. V. Ivanov, L. Yu. Kossovich, K. K. Levchenko, S. I. Kireev, K. M. Morozov, N. V. Ostrovsky, V. V. Zaretskov, S. V. Likhachev

Anna M. Donnik, <https://orcid.org/0000-0002-0971-7281>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, DonnikAM@info.sgu.ru

Dmitriy V. Ivanov, <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, ivanovdv@gmail.com

Leonid Yu. Kossovich, <https://orcid.org/0000-0002-4775-7348>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, president@info.sgu.ru

Kristina K. Levchenko, <https://orcid.org/0000-0002-4354-760X>, FSBEI HE V.I. Razumovsky Saratov State Medical University, 112 Bol'shaya Kazach'ya St., Saratov 410012, Russia, nano-bio@info.sgu.ru

Sergey I. Kireev, <https://orcid.org/0000-0002-3318-5633>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, nano-bio@info.sgu.ru

Konstantin M. Morozov, <https://orcid.org/0000-0002-3596-0592>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, nano-bio@info.sgu.ru

Nikolay V. Ostrovsky, <https://orcid.org/0000-0002-8370-2299>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, nano-bio@info.sgu.ru

Vladimir V. Zaretskov, <https://orcid.org/0000-0003-3643-9560>, FSBEI HE V.I. Razumovsky Saratov State Medical University, 112 Bol'shaya Kazach'ya St., Saratov 410012, Russia, vvzaretskov@mail.ru

Sergey V. Likhachev, <https://orcid.org/0000-0002-6019-042X>, FSBEI HE V.I. Razumovsky Saratov State Medical University, 112 Bol'shaya Kazach'ya St., Saratov 410012, Russia, likha4@mail.ru



Biomechanical experiments are widely used to study the mechanical characteristics of spinal elements under various types of loading. The correct construction of three-dimensional models is especially important for studying the behavior of the spine after surgery, for example, the installation of fixing metal structures. There are several approaches to modeling each anatomical component of the spinal column. It is generally accepted to construct vertebral bodies of a simulated spinal segment based on the results of computed tomography. Then, intervertebral discs in the form of cylindrical bodies, facet joints and ligaments are modeled. This paper describes the construction of a solid-state model of the Th7-L1 spinal segment with transpedicular fixation and an interbody cage. The construction was carried out using a set of software products Materialize Mimics, 3-Matic, SolidWorks and ANSYS.

Keywords: biomechanical modeling, solid model, three-dimensional model, intervertebral disc, facet joints, ligaments, vertebra.

Received: 13.04.2019 / Accepted: 10.06.2019 / Published: 02.12.2019

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0)

Acknowledgements: This work was supported of the Advanced Research Foundation (project No. 6/130/2018-2021).

References

1. Shulga A. E., Ninel' V. G., Norkin I. A., Puchin'yan D. M., Zaretskov V. V., Korshunova G. A., Ostrovskii V. V., Smolkin A. A. Contemporary views on the pathogenesis of trauma to the spinal cord and peripheral nerve trunks. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 2015, vol. 45, no. 7, pp. 811–819. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11055-015-0148-y>
2. Zaretskov V. V., Arseniyevich V. B., Likhachev S. V., Shulga A. E., Stepukhovich S. V., Bogomolova N. V. Injury to the Transient Thoracolumbar Spine. *Pediatric Traumatology, Orthopedics and Reconstructive Surgery*, 2015, vol. 4, no. 2, pp. 61–66 (in Russia).
3. 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*, 2018, vol. 1959, iss. 1, art. 090002. DOI: <https://doi.org/10.1063/1.50347412018>
4. Likhachev S. V., Zaretskov V. V., Arsenievich V. B., Shulga A. E., Shchanitsyn I. N., Skripachenko K. K. Biomechanical Aspects of Circular Spondylosynthesis of the Transient Thoracolumbar Spine. *Saratov Journal of Medical Scientific Research*, 2018, vol. 14, no. 3, pp. 560–566 (in Russia).
5. Su J.-C., Li Z.-D., Cao L.-H., Yu B.-G., Zhang C.-C., Li M. Three-dimensional finite element analysis of lumbar vertebra loaded by static stress and its biomechanical significance. *Chinese Journal of Traumatology*, 2009, vol. 12, no. 3, pp. 153–156. DOI: <https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.1008-1275.2009.03.006>
6. Xu M., Yang J., Lieberman I. H., Haddas R. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2016, vol. 20, iss. 1, pp. 1–15. DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1193596>
7. Kudyashev A. L., Hominets V. V., Teremshonok A. V., Korostelev K. E., Nagornyy E. B., Dol A. V., Ivanov D. V., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu. Biomechanical background for the formation of proximal transition kyphosis after the transpedicular fixation of the lumbar spine. *Russian Journal of Biomechanics*, 2017, vol. 21, no. 3, pp. 313–323 (in Russia). DOI: <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2017.3.07>



8. Dol A. V., Dol E. S., Ivanov D. V. Biomechanical modeling of surgical reconstructive treatment of spinal spondylolisthesis at L4-L5 level. *Russian Journal of Biomechanics*, 2018, vol. 22, no. 1, pp. 31–44 (in Russia). DOI: <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2018.1.00>
9. Kudyashev A. L., Khominets V. V., Teremshonok A. V., Nagornyy Ye. B., Stadnichenko S. Yu., Dol A. V., Ivanov D. V., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu., Kovtun A. L. Biomechanical modeling in surgical treatment of a patient with true lumbar spondylolisthesis. *Spine Surgery*, 2018, vol. 15, no. 4, pp. 87–94 (in Russia). DOI: <https://doi.org/10.14531/2018,4.87-94>
10. Kim Y. H., Khuyagbaatar B., Kim K. Recent advances in finite element modeling of the human cervical spine. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 2018, vol. 32, iss. 1, pp. 1–10. DOI 10.1007/s12206-017-1201-2
11. Dreischarf M., Rohlmann A., Bergmann G., Zander T. Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 2011, vol. 44, iss. 12, pp. 2323–2327. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.040>
12. Galbusera F., Bassani T., Barbera L. L., Ottardi C., Schlager B., Brayda-Bruno M., Villa T., Wilke H.-J. Planning the surgical correction of spinal deformities: toward the identification of the biomechanical principles by means of numerical simulation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2015, vol. 3, art. 178. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00178>
13. Tsouknidas A., Michailidis N., Savvakis S., Anagnostidis K., Bouzakis K.-D., Kapetanios G. A finite element model technique to determine the mechanical response of a lumbar spine segment under complex loads. *Journal of Applied Biomechanics*, 2012, vol. 28, iss. 4, pp. 448–456. DOI: <https://doi.org/10.1123/jab.28.4.448>
14. Toosizadeh N., Haghpanabi M. Generating a finite element model of the cervical spine: estimating muscle forces and internal loads. *Scientia Iranica B*, 2017, vol. 18, no. 6, pp. 1237–1245. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.scient.2011.10.002>
15. Tyndyka M. A., Barron V., McHugh P. E., O'Mahoney D. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2017, vol. 9, no. 1, pp. 35–46.
16. Su Y.-S., Ren D., Wang P.-C. Comparison of biomechanical properties of single and two-segment fusion for Denis type B spinal fractures. *Orthopaedic Surgery*, 2013, vol. 5, iss. 4, pp. 266–273. DOI: <https://doi.org/10.1111/os.12068>
17. Zhao Y., Li Q., Mo Z., Sun Y., Fan Y. Finite element analysis of cervical arthroplasty with fusion against 2-level fusion. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 2013, vol. 26, iss. 6, pp. 347–350. DOI: <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e318246b163>
18. Zhao L., Chen J., Liu J., Elsamaloty L., Liu X., Li J., Elgafy H., Zhang J., Wang L. Biomechanical analysis on of anterior transpedicular screw-fixation after two-level cervical corpectomy using finite element method. *Clinical Biomechanics*, 2018, vol. 60, pp. 76–82. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.008>
19. Cho P. G., Ji G. Y., Park S. H., Sgin D. A. Biomechanical analysis of biodegradable cervical plates developed for anterior cervical discectomy and fusion. *Asian Spine Journal*, 2018, vol. 12, no. 6, pp. 1092–1099. DOI: <https://doi.org/10.31616/asj.2018.12.6.1092>
20. Sharabi M., Levi-Sasson A., Wolfsan R., Wade K. R., Galsbusera F., Benayahu D., Wilke H.-J., Haj-Ali R. The mechanical role of the radial fibers network within the annulus fibrosus of the lumbar intervertebral disc: A finite elements study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2018, vol. 141, iss. 2, pp. 1–29. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4041769>
21. Jiang Y., Sun X., Peng X., Zhao J., Zhang K. Effect of sacral slope on the biomechanical behaviour of the low lumbar spine. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 2017, vol. 13, iss. 5, pp. 2203–2210. DOI: <https://doi.org/10.3892/etm.2017.4251>



22. Borovkov A. I., Maslov L. B., Zhmaylo M. A., Zelinsky I. A., Voinov I. B., Keresten I. A., Mamchits D. V., Tikhilov R. M., Kovalenko A. N., Bilyk S. S., Denisov A. O. Finite element stress analysis of a total hip replacement in two-legged standing. *Russian Journal of Biomechanics*, 2018, vol. 22, no. 4, pp. 382–400. DOI: <https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2018,4.02>
23. Fagan M. J., Julian S., Mohsen A. M. Finite element analysis in spine research. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2002, vol. 216, iss. 5, pp. 281–298. DOI: <https://doi.org/10.1243/09544110260216568>
24. Finley S. M., Brodke D. S., Spina N. T., DeDen C. A., Ellis B. J. FEBio finite element models of the human lumbar spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2018, vol. 21, no. 6, pp. 444–452. DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2018,1478967>
25. Arai Y., Takahashi H. E., Suzuki H. Stress analysis of the lumbar spine using the finite element model. In: Takahashi H. E. (eds.). *Spinal Disorders in Growth and Aging*. Tokyo, Springer, 1995, pp. 167–174. DOI: https://doi.org/10.1007/978-4-431-66939-5_13
26. Shin D. S., Lee K., Kim D. Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method. *Asian Spine Journal*, 2018, vol. 12, no. 6, pp. 1092–1099. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cad.2007.03.005>
27. Ambati D. V., Wright E. K., Lehman R. A., Kang D. G., Wagner S. C., Dmitriev A. E. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: a finite element study. *The Spine Journal*, 2015, vol. 15, no. 6, pp. 1812–1822. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.06.015>
28. Li Q. Y., Kim H.-J., Son J., Kang K.-T., Chang B.-S., Lee C.-K., Slok H. S., Yeom J. S. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis. *Computer in Biology and Medicine*, 2017, vol. 89, pp. 512–519. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017,09.003>
29. Campbell J. Q., Coombs D. J., Rao M., Rullkoetter P. J., Petrella A. J. Automated finite element meshing of the lumbar spine: Verification and Validation with 18 specimen – specific models. *Journal of Biomechanics*, 2016, vol. 49, iss. 13, pp. 2669–2676. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.025>
30. Shirazi-Adl A., Ahmed A., Shrivastava S. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *Journal of Biomechanics*, 1986, vol. 19, iss. 4, pp. 331–350. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90009-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90009-6)
31. Lee K. K., Teo E. C., Fuss F. K., Vanneuville V., Qiu T. X., Ng H. W., Yang K., Sabitzer R. J. Finite-element analysis for lumbar interbody fusion under axial loading. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, vol. 51, iss. 3, pp. 393–400. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.820994>
32. Totoribe K., Tajima N., Chosa E. A biomechanical study of posterolateral lumbar fusion using a three-dimensional nonlinear finite element method. *Journal of Orthopaedic Science*, 1999, vol. 4, iss. 2, pp. 115–126. DOI: <https://doi.org/10.1007/s007760050083>
33. Cho W., Cho S. K., Wu C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 2010, vol. 92-B, no. 8, pp. 1061–1065. DOI: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B8.24237>
34. Sansur Ch. A., Caffes N. M., Ibrahim D. M., Pratt N. L., Lewis E. M., Murgatroyd A. A., Cunningham B. W. Biomechanical fixation properties of cortical versus transpedicular screws in the osteoporotic lumbar spine: An in vitro human cadaveric model. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 2016, vol. 25, iss. 4, pp. 467–476. DOI: <https://doi.org/10.3171/2016.2.SPINE151046>



35. Wu W., Chen C., Ning J., Sun P., Zhang J., Wu C., Bi Z., Fan J., Lai X., Ouyang J. A novel anterior transpedicular screw artificial vertebral body system for lower cervical spine fixation: a finite element study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2017, vol. 139, iss. 6, art. 061003. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4036393>
36. Guvenc Y., Akyoldas G., Senturk S., Erbulut D., Yaman O., Ozer A. F. How to reduce stress on the pedicle screws in thoracic spine? Importance of screw trajectory: a finite element analysis. *Turkish Neurosurgery*, 2018, vol. 29, iss. 1, pp. 1–26. DOI: <https://doi.org/10.5137/1019-5149.JTN.21895-17.2>
37. Lv C. B., Gao X., Psn X.-X., Jin H.-M., Lou X.-T., Li Sh.-M., Yan Y.-Zh., Wu C.-C., Lin Y., Ni W.-F., Wang X.-Y., Wu A.-M. Biomechanical properties of novel transpedicular transdiscal screw fixation with interbody arthrodesis technique in lumbar spine: A finite element study. *Journal of Orthopaedic Translation*, 2018, vol. 15, pp. 50–58. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.08.005>
38. Hsieh Y.-Y., Chen Ch.-H., Tsuang F.-Y., Wu L. Ch., Lin Sh.-Ch., Chiang Ch.-J. Removal of fixation construct could mitigate adjacent segment stress after lumbosacral fusion: A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 2017, vol. 43, pp. 115–120. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.011>

Cite this article as:

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. *Izv. Saratov Univ. (N. S.), Ser. Math. Mech. Inform.*, 2019, vol. 19, iss. 4, pp. 424–438 (in Russian). DOI: <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438>
