



УДК 539.3:617.547

Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11

**А. М. Донник, Д. В. Иванов, С. И. Киреев, Л. Ю. Коссович,
Н. В. Островский, И. А. Норкин, К. К. Левченко, 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

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

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

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

Норкин Игорь Алексеевич, доктор медицинских наук, заведующий кафедрой травматологии и ортопедии, Саратовский государственный медицинский университет им. В. И. Разумовского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112, sarniito@yandex.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



Лихачев Сергей Вячеславович, кандидат медицинских наук, 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, likha4@mail.ru

В работе построены две трехмерные геометрические твердотельные модели сегмента позвоночника Th7-L1 (Модель 1, Модель 2) с металлоконструкцией. Модели включают в себя позвонки Th7, Th8, Th9, Th10, Th11, Th12, L1, межпозвонковые диски, фасеточные суставы и связки, элементы металлоконструкции. В Модели 1 кортикальный и губчатый слои построены трехмерными твердотельными объектами, фасеточные суставы и межпозвонковые диски — трехмерными твердотельными объектами, связки — одномерными объектами. В Модели 2 губчатый слой костной ткани построен трехмерным твердотельным объектом, кортикальный слой — оболочкой толщиной 1 мм, фасеточные суставы и межпозвонковые диски — трехмерными твердотельными объектами, связки — одномерными. Тела приняты линейными, изотропными, однородными. Механические свойства всех биологических тканей и металла заданы на основе литературных данных. Решена задача статики упругого тела. Получены поля полных перемещений и эквивалентных напряжений по Мизесу для каждой точки построенных моделей при характерных нагрузках. Анализ поля эквивалентных напряжений позволяет выявить зоны позвоночника, наиболее подверженные разрушениям. Анализ поля полных перемещений дает возможность оценить стабильность и надежность фиксации при стандартных физиологических нагрузках.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, позвоночник, повреждения позвоночника, позвоночно-двигательный сегмент, биомеханическая модель, твердотельная модель.

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/10.18500/1816-9791-2019-19-4-439-453>

ВВЕДЕНИЕ

Осложнения при повреждениях позвоночника — распространенная причина инвалидизации и ухудшения качества жизни людей [1]. Одной из причин нарушений целостности (повреждений) опорно-двигательного аппарата являются дегенеративно-дистрофические заболевания позвоночника. Другая причина — травмы позвоночника, полученные при различных видах и силах внешнего воздействия на него, как правило, превышающих допустимый уровень нагрузок. Наиболее часто такие воздействия возникают вследствие дорожно-транспортных происшествий и падений с высоты. При неосложненных травмах и повреждениях лечение позвоночника может проводиться консервативными методами. В сложных же случаях консервативное лечение не является эффективным и требуется хирургическое вмешательство [2].

Планирование и проведение хирургических операций на позвоночнике осуществляются на основе личного опыта и знаний хирурга. Однако, приняв во внимание индивидуальные биомеханические параметры пациента на этапе планирования операции, результативность хирургического вмешательства можно значительно улучшить. Учесть их позволяет использование биомеханического моделирования. В настоящее время его применение в медицине распространено для индивидуализации лечения



пациентов в челюстно-лицевой [3], дентальной [4–8] и в спинальной хирургии [9–11].

Биомеханическое моделирование включает в себя построение трехмерных твердотельных моделей биологических объектов исследуемой области с последующим назначением материалов каждому из тел и контактов между ними и нагружение твердотельной модели, соответствующее физиологии исследуемого субъекта. Твердотельная модель биологического объекта представляет собой заполненный объем пространства. При этом тело модели должно быть максимально приближено к строению реального объекта. Индивидуальность подхода в спинальной хирургии состоит в построении персональной твердотельной модели позвоночника на основе компьютерной томограммы (КТ) и, при наличии рентгенограммы в положении стоя, восстановлении физиологических изгибов (лордозы, кифозы) позвоночного столба.

Позвоночный столб состоит из позвонков. Каждый позвонок имеет верхние и нижние суставные отростки. Суставные отростки соседних позвонков направлены друг к другу и соединяют между собой эти позвонки. Окончания суставных отростков покрыты суставным хрящом, имеющим гладкую, хорошо скользящую поверхность, за счет чего значительно снижается трение между составляющими фасеточного сустава. Наличие фасеточных суставов позволяет осуществлять различные движения позвонков. Между телами позвонков располагаются межпозвоночные диски, представляющие собой волокнистый хрящ. Они выполняют амортизирующую функцию, придавая позвоночнику большую устойчивость при вертикальных нагрузках. Позвоночный столб полностью окружен связочным аппаратом. Связки удерживают позвоночник при сгибании, разгибании, боковых наклонах. Различают межостистые, межпоперечные, надостистую, переднюю продольную и заднюю продольную связки. Таким образом, модель позвоночника должна включать в себя позвонки, фасеточные суставы, межпозвоночные диски и связки (рис. 1).

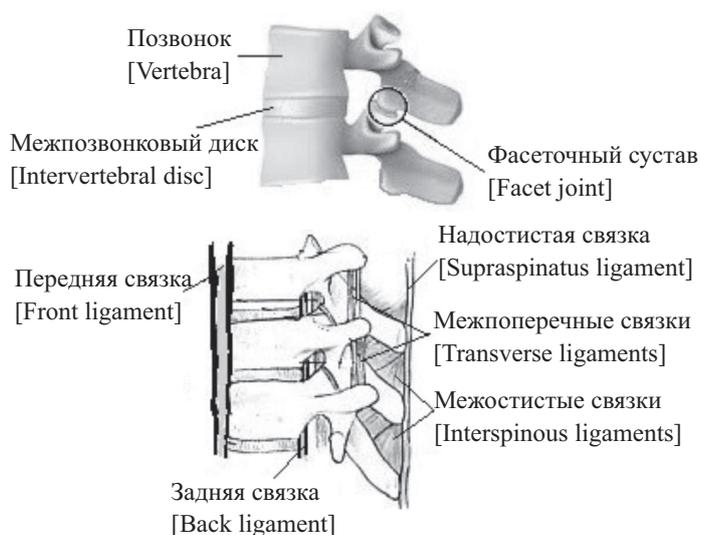


Рис. 1. Элементы позвоночного столба

Fig. 1. Elements of the spinal column

Модели позвонков допускается создавать в виде трехмерного тела без разделения его на кортикальный и губчатый слои [12]. Однако более детальное изучение биологического строения тела позвонка показало существенные различия в механических свойствах этих слоев костной ткани. Так появилась необходимость в моделировании каждого слоя. На сегодняшний день известно два подхода к созданию моделей позвонков, учитывающих каждый из слоев. Первый заключается в выделении границ кортикального слоя по компьютерной томограмме. Тело, заполняющее оставшееся пространство внутри границ, принимается губчатым слоем. Второй подход состоит в том, что на основе компьютерной томограммы строится полное тело позвонка, которое принимается губчатым слоем костной ткани, а кортикальный слой моделируется путем «обертывания». Толщина оболочки составляет 0.5–1 мм [13].



Для моделирования фасеточных суставов в современной литературе описывается два способа. Первый способ — это моделирование объемного, плотно прилегающего к суставным отросткам, тела с механическими свойствами фасеточного сустава. Второй способ позволяет избежать излишних построений и моделировать фасеточные суставы в виде просвета шириной 0.5 мм между суставными отростками [14].

Для построения биомеханических моделей межпозвонковых дисков в литературе представлено два подхода: построение трехуровневой модели с выделенным пульпозным ядром, фиброзным кольцом и фиброзными волокнами, учитывая соответствующие механические свойства каждого материала; построение однородного тела между двумя смежными позвонками, плотно прилегающего к их замыкательным пластинам, с усредненными механическими свойствами [14–18].

Так же, как и при моделировании фасеточных суставов, для моделирования связок существует два подхода. Первый заключается в построении трехмерных твердотельных моделей связок с присущими им механическими свойствами, второй — создание одномерных объектов [15]. При моделировании связок вторым способом каждой связке задаются механический параметр — коэффициент жесткости, и геометрический параметр — площадь поперечного сечения [14, 19–22]. Для моделирования передней и задней продольных связок создаются по три одномерных элемента между поверхностями позвонков; для надостистой связки — по 1 одномерному элементу между остистыми отростками; для межпоперечных связок — по 1 одномерному элементу между поперечными отростками с каждой стороны; для межостистых связок — по 2 одномерных элемента между остистыми отростками.

В настоящей работе показана применимость метода биомеханического моделирования для клинических случаев с травмами позвоночника. Клиническая значимость биомеханического моделирования подтверждается путем проведения биомеханического эксперимента. В данной работе описан проведенный биомеханический эксперимент, выполненный для реального пациента с известной клинической картиной [23]. Целью биомеханического эксперимента являлось определение биомеханического отклика позвоночного столба пациента М. с установленной металлоконструкцией при характерных нагрузках, моделирующих стандартные физиологические нагрузки, действующие на позвоночник, а также определение наиболее подходящего способа построения биомеханической модели позвоночника для дальнейшего применения.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для проведения биомеханического эксперимента в качестве исходных данных использованы результаты КТ пациента М. Пациент М. 1997 г.р. поступил в клинику с повреждением Th10 позвонка грудного отдела позвоночника. Диагноз: компрессионный перелом тела позвонка. Пациенту оказана медицинская помощь: хирургическое вмешательство — фиксация двумя парами транспедикулярных винтов на уровне Th9–Th11 (операция 1). При нарушении рекомендуемого режима физических нагрузок произошло разрушение правого нижнего винта на уровне Th11, а также перелом тела позвонка Th11. Для обеспечения консолидации позвонка и восстановления стабильности позвоночника пациенту была установлена металлоконструкция: 5 фиксирующих винтов на уровне Th8, Th9, Th12 и межтеловой заместитель MESH вместо тел позвонков Th10, Th11 (операция 2). Снова вследствие нарушения рекомендуемого режима физических нагрузок была нарушена це-



лостность металлоконструкции. Пациенту была установлена более протяженная металлоконструкция, фиксирующая позвонки Th7, Th8, Th9, Th12, L1, L2 (операция 3). В очередной раз пациент обратился в клинику с разломом левого стержня в металлоконструкции, и ему была повторно установлена протяженная система фиксации (операция 4). В настоящей работе проведен биомеханический эксперимент для операции 2 с двумя различными способами построения биомеханической модели сегмента позвоночника с установленной металлоконструкцией. Построено две модели (Модель 1, Модель 2) сегмента позвоночника Th7–L1 с установленной металлоконструкцией (рис. 2).

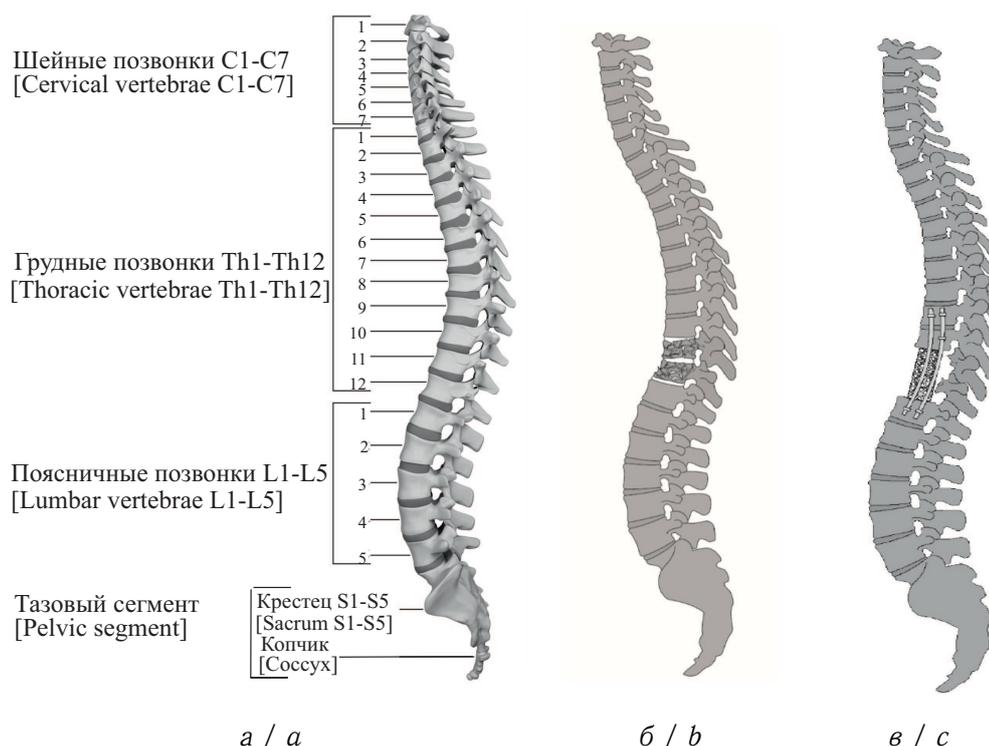


Рис. 2. Позвоночник: *а* — строение позвоночника; *б* — позвоночник с поврежденными позвонками Th10, Th11; *в* — позвоночник с установленной металлоконструкцией
 Fig. 2. Spine: *a* is the structure of the spine; *b* is the spine with damaged vertebrae Th10, Th11; *c* is the spine with installed metal

Металлоконструкция включает в себя 5 винтов, установленных в позвонки Th8, Th9, Th12 и межтеловой кейдж MESH, установленный вместо тел позвонков Th10, Th11. Модели различались по способам построения кортикального и губчатого слоев. В Модели 1 кортикальный и губчатый слои позвонков построены в виде трехмерных твердотельных объектов, межпозвонковые диски и фасеточные суставы построены в виде трехмерных твердотельных моделей, связки моделировались в виде одномерных объектов. В Модели 2 губчатый слой построен трехмерным твердотельным объектом, а кортикальный слой — в виде оболочки толщиной 1 мм, полученной в результате обертывания губчатого слоя, межпозвонковые диски и фасеточные суставы — в виде трехмерных твердотельных моделей, связки моделировались одномерными объектами. Модели позвонков Th7, Th8, Th9, Th10, Th11, Th12, L1 пациента М. построены в программном пакете Mimics. В системе автоматизированного проектирования SolidWorks построены элементы позвоночного столба (межпозвонковые диски, фасеточные суставы) и металлоконструкции. Примеры построенных тел позвонков Модели 1 и Модели 2 показаны на рис. 3.

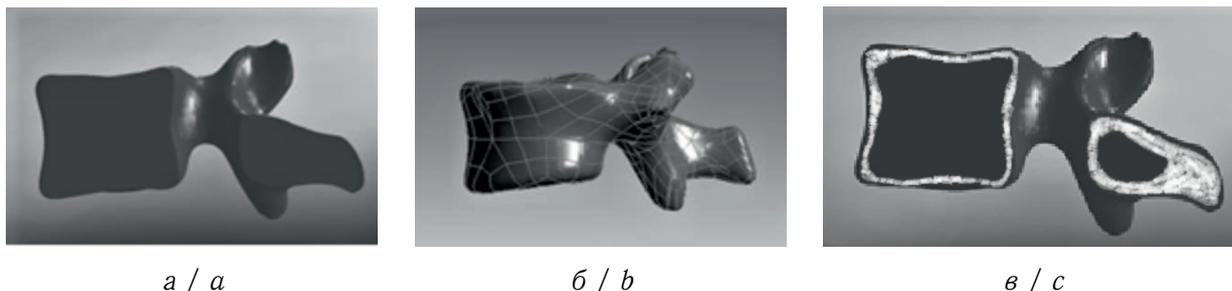


Рис. 3. Твёрдотельные модели позвонков: *a* — губчатый слой костной ткани в Модели 1; *b* — кортикальный слой костной ткани в виде оболочки в Модели 1; *c* — кортикальный и губчатый слои костной ткани в Модели 2

Fig. 3. Solid-state vertebral models: *a* is Model 1: a spongy layer of bone tissue; *b* is Model 1: cortical layer of bone tissue in the form of a shell; *c* is Model 2: cortical and spongy layers of bone tissue, represented by three-dimensional geometric solid-state models

Для оценки отклика позвоночника с установленной металлоконструкцией на воздействие внешних нагрузок была решена задача статики упругого тела [24]. Все тела приняты однородными, линейно-упругими, изотропными и для каждого заданы механические свойства — модуль Юнга и коэффициент Пуассона (табл. 1) [18, 25–31].

Таблица 1 / Table 1

Механические свойства биологических тканей
The mechanical properties of biological tissues

Биологические ткани [Biological tissues]	Модуль Юнга, МПа [Young's modulus, MPa]	Коэффициент Пуассона [Poisson's ratio]
Губчатый слой [Spongy layer]	100	0.2
Кортикальный слой [Cortical layer]	12 000	0.3
Межпозвоночный диск [Intervertebral disc]	24	0.49
Связки [Ligaments]	15	0.3
Титан [Titanium]	112 000	0.32
Фасеточные суставы [Facet joints]	10	0.3

Для связочного аппарата заданы коэффициенты жесткости (табл. 2). Назначение контактов между моделями, механических свойств тканей, моделирование одномерных связей, а также решение задачи было выполнено в конечно-элементном пакете (КЭП) ANSYS. Для расчета по результатам анализа сеточной сходимости для обоих вариантов построения моделей использован размер сеточного элемента 2 мм. Численное решение задачи статики с использованием первого способа построения биомеханической модели сегмента позвоночника будем считать точным, а для второго — приближенным.



Таблица 2 / Table 2

Коэффициенты жесткости связочного аппарата, Н/мм
The stiffness factors of the ligamentous apparatus, N/mm

Сегмент [Segment]	Передняя [Anterior]	Задняя [Posterior]	Межостистые [Interspinous]	Надостистая [Supraspinous]	Межпоперечная [Transverse]
Th7–Th8 Th8–Th9 Th9–Th10 Th10–Th11 Th11–Th12	35	9	13	14	50
Th12–L1	35	10	12	15	50

Моделировались различные виды физиологических нагрузок на позвоночник (сгибание, разгибание, боковые наклоны вправо/влево, осевое вращение вправо/влево, статическая нагрузка) [12, 32, 33]. Для этого использовано три вида нагрузок: следящая нагрузка 600Н, изгибающий момент 7.5 Н*м, крутящий момент 7.5 Н*м.

Следящая нагрузка моделировалась путем прикладывания вектора силы 100Н по нормали к верхней замыкательной пластине каждого здорового позвонка в каудальном направлении, т.е. в направлении нижней замыкательной пластины. Изгибающий и крутящий моменты прикладывались к верхней замыкательной пластине позвонка Th7. Нижняя замыкательная пластина позвонка L1 была зафиксирована от перемещений в пространстве [12, 32].

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

В результате решения задачи для каждой из моделей в КЭП ANSYS 18 на выходе получены поле полных перемещений в модели, поле эквивалентных напряжений по Мизесу в модели, поле эквивалентных напряжений по Мизесу в элементах фиксирующей металлоконструкции. Оценивались полные перемещения зафиксированных позвонков Th8, Th9 и Th12 в пространстве, эквивалентные напряжения в кортикальном слое костной ткани, губчатом слое костной ткани и в металлической конструкции. Максимальные значения полных перемещений и напряжений при различных режимах нагружения обеих моделей сегмента позвоночника Th7–L1 с установленной в него металлоконструкцией представлены в табл. 3.

3. ОБСУЖДЕНИЯ

Обе построенные биомеханические модели идентичны по строению, соответствуют биологическому строению позвоночного столба. В табл. 3 приведены результаты численных расчетов. В обеих построенных моделях при различных видах нагружения максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются в области контакта винта, установленного правее в тело позвонка Th12, с кортикальным слоем. Это свидетельствует о том, что данная зона является наиболее уязвимой для разрушения при увеличении нагрузки, действующей на сегмент. Наибольшее значение из максимальных эквивалентных напряжений определяется в зоне вхождения винта в тело позвонка как для кортикального, так и для губчатого слоев костной ткани. Обратим внимание на напряженное состояние кортикального слоя костной ткани. Эквивалентные напряжения, возникающие под действием моделируемых нагрузок, достаточно высоки и превышают предельно



Таблица 3 / Table 3

Вид физиологической нагрузки [Type of physiological load]	Результаты численных расчетов [Results of numerical calculations]						Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции, МПа [Maximum values of Mises equivalent stresses in metal structures, MPa]
	Максимальный модуль вектора полного перемещения в модели, мм [The maximum module of the vector of full displacement in the model, mm]		Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в телах позвонков, МПа [The maximum values of the Mises equivalent stresses in the vertebral bodies, MPa]		Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции, МПа [Maximum values of Mises equivalent stresses in metal structures, MPa]		
	Модель 1 [Model 1]	Модель 2 [Model 2]	Модель 1 [Model 1]			Модель 2 [Model 2]	
Сгибание [Flexion]	1.3	1,1	Кортикальный слой [Cortical layer]	Губчатый слой [Spongy layer]	98	10	311
			113	10			
Разгибание [Extension]	3.9	3.8	Кортикальный слой [Cortical layer]	Губчатый слой [Spongy layer]	259	11	620
			240	10			
Боковой наклон влево [Side slope to the left]	2.9	2.6	Кортикальный слой [Cortical layer]	Губчатый слой [Spongy layer]	152	11	641
			157	10			
Боковой наклон вправо [Lateral tilt to the right]	2.5	2.2	Кортикальный слой [Cortical layer]	Губчатый слой [Spongy layer]	206	11	511
			200	10			
Осевое вращение влево [Axial rotation to the left]	2.4	2.3	Кортикальный слой [Cortical layer]	Губчатый слой [Spongy layer]	185	11	542
			197	12			
Осевое вращение вправо [Axial rotation to the right]	2.6	2.4	Кортикальный слой [Cortical layer]	Губчатый слой [Spongy layer]	172	11	523
			170	10			
Положение стоя [Standing position]	2.5	2.4	Кортикальный слой [Cortical layer]	Губчатый слой [Spongy layer]	178	10	206
			177	10			



допустимые значения [34]. Это свидетельствует о том, что целостность костной структуры нарушается, что приводит к дальнейшему разлому и металлоконструкции. Результат полностью соответствует клинической картине пациента. Получение таких результатов позволяет верифицировать построенные биомеханические модели.

Сравнительный анализ модулей векторов поля полных перемещений и эквивалентных напряжений по Мизесу показал следующие результаты. В зафиксированных позвонках Th8, Th9 и Th12 максимальные перемещения различаются не более чем на 15%. Напряжения в металлоконструкциях различаются не более чем на 10%. В кортикальном слое костной ткани напряжения в Модели 1 и в Модели 2 отличаются не более чем на 13%. В губчатом слое напряжения в моделях при всех режимах нагружения различаются не более чем на 10%. Таким образом, построение модели сегмента позвоночника с установленной металлоконструкцией способом, где губчатый слой строится на основе данных КТ, а кортикальный слой моделируется в виде оболочки путем обертывания тела позвонка, показывает результаты решения задачи, близкие к точному решению. Это дает возможность сделать вывод о применимости такого способа создания биомеханической модели сегментов позвоночника. Более того, такой способ построения является менее трудоемким и затратным по времени.

Биомеханический эксперимент дал возможность оценить напряженно-деформированное состояние (НДС) сегмента позвоночника и установленной в него металлоконструкции под действием нагрузок, соответствующих физиологическим. С клинической точки зрения оценка НДС системы «позвоночник – металлоконструкция» дает количественные данные, которые помогают оценить наиболее уязвимые для разрушения зоны позвоночника и металлоконструкции при их взаимодействии после установки в режимах физиологических нагрузок на этапе планирования хирургического вмешательства, а также оценить стабильность фиксации позвоночно-двигательного сегмента, тем самым позволяя подобрать вид фиксации с наименьшим риском дальнейшего нарушения целостности металлических конструкций или биологических тканей позвоночного столба [35].

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., Степухович 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. *Кучумов А. Г.* Биомеханическое моделирование фиксаторов из сплавов с памятью формы, применяющихся в челюстно-лицевой хирургии : дис. ... канд. физ.-мат. наук. Саратов, 2009. 112 с.
4. *Тверье В. М., Симановская Е. Ю., Еловицова А. Н., Няшин Ю. И., Киченко А. А.* Биомеханический анализ развития и функционирования зубочелюстной системы человека // *Российский журнал биомеханики*. 2007. Т. 11, № 4. С. 84–104.



5. Маркин В. А. Диагностические и прогностические ресурсы современных методов клинической и биомеханической оценки внутрикостных денальных имплантатов : дис. ... д-ра мед. наук. М., 2006. 205 с.
6. Тверье В. М. Биомеханическое моделирование онтогенеза зубочелюстной системы человека // XI Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики (Казань, 20–24 августа 2015 г.) : сб. докл. Казань, 2015. С. 3686–3688.
7. Тверье В. М., Няшин Ю. И., Никитин В. Н. Биомеханическое моделирование формирования и развития зубочелюстной системы человека // XVII Зимняя школа по механике сплошных сред : тез. докл. Пермь, 2011. С. 309.
8. Никитин В. Н. Биомеханическое моделирование коррекции прикуса зубочелюстной системы человека : дис. ... канд. физ.-мат. наук. Пермь, 2017. 161 с.
9. 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>
10. Гаврюшин С. С., Кузьмичев В. А., Грибов Д. А. Биомеханическое моделирование хирургического лечения воронкообразной деформации грудной клетки // Российский журнал биомеханики. 2014. Т. 18, № 1 (63). С. 36–47.
11. Лихачев С. В., Зарецков В. В., Арсениевич В. Б., Щаницын И. Н., Шульга А. Е., Зарецков В. В., Иванов Д. В. Оптимизация использования транспедикулярного спондилосинтеза при повреждениях типа А3 переходного груднопоясничного отдела позвоночника: клиничко-экспериментальное исследование // Саратовский научно-медицинский журнал. 2019. Т. 15, № 2. С. 275–283.
12. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing // Journal of Biomechanics. 2009. Vol. 42, iss. 10. P. 1520–1526. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.048>
13. Du C- F., Yang N., Guo J- C., Huang Y- P., Zhang C. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study // BMC Musculoskelet Disord. 2016. Vol. 17, iss. 1. Art. 980. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0980-4>
14. 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, № 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)
15. Sharabi M., Levi-Sasson A., Wolfson R., Wade K. R., Galbusera F., Benayahu D., Wilke H.- J., Haj-Ali R. The Mechanical Role of the Radial Fiber Network Within the Annulus Fibrosus of the Lumbar Intervertebral Disc: A Finite Elements Study // Journal of Biomechanical Engineering. 2019. Vol. 141, iss. 2. Art. 021006. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4041769>
16. 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, № 2. P. 115–126.
17. Wu H.-C., Yao R.-F. Mechanical behavior of the human annulus fibrosus // Journal of Biomechanics. 1976. Vol. 9, № 1. P. 1–7. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90132-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90132-9)
18. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing // Journal of Biomechanics. 2009. Vol. 42, iss. 10. P. 1520–1526. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.048>
19. Goel V. K., Kong W., Han J. S., Weinstein J. N., Gilbertson L. G. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles // Spine. 1993. Vol. 18, № 11. P. 1531–1536.



20. *Moramarco V., del Palomar A. P., Pappalettere C., Doblary M.* An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment // *Journal of Biomechanics*. 2010. Vol. 43, iss 2. P. 334–342. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.042>
21. *Chen C.-S., Cheng C.-K., Liu C.-L., Lo W.-H.* Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine // *Medical Engineering & Physics*. 2001. Vol. 23, iss. 7. P. 483–491. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00076-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00076-5)
22. *Chazal J., Tanguy A., Bourges M., Gaurel G., Escande G., Guillot M.* Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction // *Journal of Biomechanics*. 1985. Vol. 18, № 3. P. 167–176. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90202-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90202-7)
23. *Донник А. М., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Левченко К. К., Лихачев С. В.* Возможность использования биомеханического моделирования на этапе предоперационного планирования при травмах позвоночника // *Актуальные проблемы прикладной математики, информатики и механики* : сб. тр. Междунар. науч. конф. (Воронеж, 18–20 декабря 2017 г.). Воронеж, 2019. С. 218–223.
24. *Доль А. В., Доль Е. С., Иванов Д. В.* Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза 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>
25. *Kiapour A., Ambati D., Hoy R. W., Goel V.* Effect of graded facetectomy on biomechanics of Dynesis dynamic stabilization system // *Spine*. 2012. Vol. 37, iss. 10. P. E581–E589. DOI: <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182463775>
26. *Goel V., Kim K., Young E., Lim T. H., Weinstein J. N.* An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation // *Spine*. 1998. Vol. 13, iss. 9. P. 1003–1011. DOI: <https://doi.org/10.1097/00007632-198809000-00007>
27. *Lee K. K., Teo E. C., Fuss F. K., Vanneuville 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, № 3. P. 393–400. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.820994>
28. *Nolte L. P., Panjabi M. M., Oxland T. R.* Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments // Heimke G., Soltesz U., Lee A. J. C. (eds.). *Clinical Implant Materials. Advances in Biomaterials*, vol. 9. Heidelberg, Germany : Elsevier, 1990. P. 663–668.
29. *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>
30. *Lee S. H., Im Y. J., Kim K. T., Kim Y. H., Park W. M., Kim K.* Comparison of cervical spine biomechanics after fixed-and mobile-core artificial disc replacement: A finite element analysis // *Spine*. 2011. Vol. 36, iss. 9. P. 700–708. DOI: <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181f5cb87>
31. *Dong L., Li G., Mao H., Marek S., Yang K. H.* Development and validation of a 10-year-old child ligamentous cervical spine finite element model // *Annals of Biomedical Engineering*. 2013. Vol. 41, № 2. P. 2538–2552. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0858-7>
32. *Zahari S. N., Latif M. J. A., Rahim N. R. A., Kadir M. R. A., Kamarul T.* The effects of physiological biomechanical loading on intradiscal pressure and annulus stress in lumbar spine: A finite element analysis // *Journal of Healthcare Engineering*. 2017. Vol. 2017. Art. 9618940. DOI: <https://doi.org/10.1155/2017/9618940>
33. *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>



34. Nedoma J., Stehlik J., Hlavacek I., Danek J., Dostalova T., Preckova P. Mathematical and computational methods and algorithms in biomechanics of human skeletal systems: An introduction. John Wiley & Sons, 2011. 300 p. DOI: <https://doi.org/10.1002/9781118006474>
35. Байков Е. С. Прогнозирование результатов хирургического лечения грыж поясничных межпозвонковых дисков : дис. ... канд. мед. наук. Новосибирск, 2014. 135 с.

Образец для цитирования:

Донник А. М., Иванов Д. В., Киреев С. И., Коссович Л. Ю., Островский Н. В., Норкин И. А., Левченко К. К., Лихачев С. В. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков Th10, Th11 // Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Математика. Механика. Информатика. 2019. Т. 19, вып. 4. С. 439–453. DOI: <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-439-453>

Extracting Clinically Relevant Data from Biomechanical Modeling of Surgical Treatment Options for Spinal Injury in Damaged Vertebrae Th10, Th11

**A. M. Donnik, D. V. Ivanov, S. I. Kireev, L. Yu. Kossovich,
N. V. Ostrovsky, I. A. Norkin, K. K. Levchenko, 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

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

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

Igor A. Norkin, <https://orcid.org/0000-0002-6770-3398>, FSBEI HE V.I. Razumovsky Saratov State Medical University, 112 Bolshaya Kazachia St., Saratov 410012, Russia, sarniito@yandex.ru

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

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

Two three-dimensional geometric solid-state models of the Th7-L1 spinal segment (Model 1, Model 2) with metal construction were built. Models include the vertebrae Th7, Th8, Th9, Th10, Th11, Th12, L1, intervertebral discs, facet joints and ligaments, and metal construction elements. In Model 1, the cortical and spongy layers are constructed by three-dimensional solids, facet joints and intervertebral discs by three-dimensional bodies, ligaments by one-dimensional objects. In Model 2, the spongy layer of bone tissue is built with a three-dimensional solid body, the cortical layer with a shell 1 mm thick, the facet joints and intervertebral discs with three-dimensional bodies, and the ligaments with one-dimensional ones. Bodies are accepted linear, isotropic, homogeneous. The mechanical properties of all biological tissues and metal are set on the basis of published data. The problem of the statics of an elastic body is solved. The fields of complete



displacements and Mises equivalent stresses are obtained for each point of the constructed models under characteristic loads. The analysis of the field of equivalent stresses makes it possible to identify areas of the spine that are most susceptible to destruction. The analysis of the field of full displacements makes it possible to evaluate the stability and reliability of fixation under standard physiological loads.

Keywords: biomechanical modeling, spine, spinal injuries, spinal segment, biomechanical model, solid model.

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 Russian).
3. Kuchumov A. G. *Biomekhanicheskoe modelirovanie fiksatorov iz splavov s pamiat'iu formy, primeniayuschikhsia v cheliustno-litsevoi khirurgii* [Biomechanical modeling of fixators made of shape memory alloys used in maxillofacial surgery]. Diss. Cand. Sci. (Phys. and Math.). Saratov, 2009. 112 p. (in Russian).
4. Tver'ier V. M., Simanovskaya E. Y., Nyashin Y. I., Kichenko A. A. Biomechanical Examination of Development and Functioning of the Human Dentofacial System. *Russian Journal of biomechanics*, 2007, vol. 11, no. 4, pp. 84–104 (in Russian).
5. Markin V. A. *Diagnosticheskie i prognosticheskie resursy sovremennykh metodov klinicheskoi i biomekhanicheskoi otsenki vnutrikostnykh dental'nykh implantatov* [Diagnostic and prognostic resources of modern methods of clinical and biomechanical assessment of intraosseous dental implants]. Diss. Doc. Sci. (Med.). Moscow, 2006. 205 p. (in Russian).
6. Tver'ye V. M. Biomechanical modeling of ontogenesis of human dentition. *The XI All-Russian Congress on Fundamental Problems of Theoretical and Applied Mechanics (Kazan, August 20–24, 2015). Collection of Reports*. Kazan, 2015, pp. 3686–3688 (in Russian).
7. Tver'ye V. M., Nyashin Yu. I., Nikitin V. N. Biomechanical modeling of the formation and development of the dentition of the person. In: *XVII Zimniaya shkola po mekhanike sploshnykh sred* [XVII Winter School on Continuum Mechanics. Abstracts]. Perm, 2011, p. 309 (in Russian).
8. Nikitin V. N. *Biomekhanicheskoe modelirovanie korrektsii prikusa zubo-cheliustnoi sistemy cheloveka* [Biomechanical modeling of bit correction of human dental system]. Diss. Cand. Sci. (Phys. and Math.). Perm, 2017. 161 p. (in Russian).
9. 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 Russian). DOI: <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2017.3.07>



10. Gavryushin S. S., Kuzmichev V. A., Gribov D. A. Biomechanical modeling of surgical treatment of funnel chest deformity. *Russian Journal of biomechanics*, 2014, vol. 18, no. 1 (63), pp. 36–47 (in Russian).
11. Likhachev S. V., Zaretskov V. V., Arsenievich V. B., Shchanitsyn I. N., Shulga A. E., Zaretskov V. V., Ivanov D. V. Optimization of transpedicular spondylosynthesis application for type A3 lesions of the thoracolumbar transition: Clinical experimental study. *Saratov Journal of Medical Scientific Research*, 2019, vol. 15, no. 2, pp. 275–283. (in Russian).
12. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *Journal of Biomechanics*, 2009, vol. 42, iss. 10, pp. 1520–1526. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.048>
13. Du C- F., Yang N., Guo J- C., Huang Y- P., Zhang C. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: A finite element study. *BMC Musculoskelet Disord*, 2016, vol. 17, iss. 1, art. 980. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0980-4>
14. 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, no. 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)
15. Sharabi M., Levi-Sasson A., Wolfson R., Wade K. R., Galbusera F., Benayahu D., Wilke H.- J., Haj-Ali R. The Mechanical Role of the Radial Fiber Network Within the Annulus Fibrosus of the Lumbar Intervertebral Disc: A Finite Elements Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2019, vol. 141, iss. 2, art. 021006. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4041769>
16. 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, no. 2, pp. 115–126.
17. Wu H.-C., Yao R.-F. Mechanical behavior of the human annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 1976, vol. 9, no. 1, pp. 1–7. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90132-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90132-9)
18. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *Journal of Biomechanics*, 2009, vol. 42, iss. 10, pp. 1520–1526. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.048>
19. Goel V. K., Kong W., Han J. S., Weinstein J. N., Gilbertson L. G. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, 1993, vol. 18, no. 11, pp. 1531–1536.
20. Moramarco V., del Palomar A. P., Pappalettere C., Doblary M. An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment. *Journal of Biomechanics*, 2010, vol. 43, no. 2, pp. 334–342. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.042>
21. Chen C.-S., Cheng C.-K., Liu C.-L., Lo W.-H. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Medical Engineering & Physics*, 2001, vol. 23, iss. 7, pp. 483–491. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00076-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00076-5)
22. Chazal J., Tanguy A., Bourges M., Gaurel G., Escande G., Guillot M. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics*, 1985, vol. 18, no. 3, pp. 167–176. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90202-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90202-7)
23. Donnik A. M., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu., Levchenko K. K., Likhachev S. V. The possibility of using biomechanical modeling at the stage of preoperative planning for spinal injuries. In: *Aktual'nye problemy prikladnoi matematiki, informatiki i mekhaniki* [Relevant Problems of Applied Mathematics, Informatics and Mechanics : Selected Papers of Intern. Sci. Conf.]. Voronezh, 2019, pp. 218–223 (in Russian).
24. 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 Russian). DOI: <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2018.1.00>



25. Kiapour A., Ambati D., Hoy R. W., Goel V. Effect of graded facetectomy on biomechanics of Dynesis dynamic stabilization system. *Spine*, 2012, vol. 37, iss. 10, pp. E581–E589. DOI: <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182463775>
26. Goel V., Kim K., Young E., Lim T. H., Weinstein J. N. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine*, 1998, vol. 13, iss. 9, pp. 1003–1011. DOI: <https://doi.org/10.1097/00007632-198809000-00007>
27. 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, no. 3, pp. 393–400. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.820994>
28. Nolte L. P., Panjabi M. M., Oxland T. R. Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments. In: Heimke G., Soltesz U., Lee A. J. C. (eds.). *Clinical Implant Materials. Advances in Biomaterials*, vol. 9. Heidelberg, Germany, Elsevier, 1990, pp. 663–668.
29. 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>
30. Lee S. H., Im Y. J., Kim K. T., Kim Y. H., Park W. M., Kim K. Comparison of cervical spine biomechanics after fixed-and mobile-core artificial disc replacement: A finite element analysis. *Spine*, 2011, vol. 36, iss. 9, pp. 700–708. DOI: <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181f5cb87>
31. Dong L., Li G., Mao H., Marek S., Yang K. H. Development and validation of a 10-year-old child ligamentous cervical spine finite element model. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, vol. 41, iss. 2, pp. 2538–2552. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0858-7>
32. Zahari S. N., Latif M. J. A., Rahim N. R. A., Kadir M. R. A., Kamarul T. The effects of physiological biomechanical loading on intradiscal pressure and annulus stress in lumbar spine: A finite element analysis. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017, vol. 2017, art. 9618940. DOI: <https://doi.org/10.1155/2017/9618940>
33. 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: <https://doi.org/10.1007/s12206-017-1201-2>
34. Nedoma J., Stehlik J., Hlavacek I., Danek J., Dostalova T., Preckova P. *Mathematical and computational methods and algorithms in biomechanics of human skeletal systems: An introduction*. John Wiley & Sons, 2011. 300 p. DOI: <https://doi.org/10.1002/9781118006474>
35. Baykov E. S. *Prognozirovanie rezul'tatov khirurgicheskogo lecheniya gryzh poiasnichnykh mezhpozvonkovykh diskov* [Prediction of the results of surgical treatment of hernias of the lumbar intervertebral]. Diss. Cand. Sci. (Med.). Novosibirsk, 2014. 135 p. (in Russian)

Cite this article as:

Donnik A. M., Ivanov D. V., Kireev S. I., Kossovich L. Yu., Ostrovsky N. V., Norkin I. A., Levchenko K. K., Likhachev S. V. Extracting Clinically Relevant Data from Biomechanical Modeling of Surgical Treatment Options for Spinal Injury in Damaged Vertebrae Th10, Th11. *Izv. Saratov Univ. (N.S.), Ser. Math. Mech. Inform.*, 2019, vol. 19, iss. 4, pp. 439–453 (in Russian). DOI: <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-439-453>
