



БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТА С ИСТИННЫМ СПОНДИЛОЛИСТЕЗОМ ПОЯСНИЧНОГО ПОЗВОНКА

А.Л. Кудяшев¹, В.В. Хоминец¹, А.В. Теремшонов¹, Е.Б. Нагорный¹, С.Ю. Стадниченко¹, А.В. Доль², Д.В. Иванов²,
И.В. Кириллова², Л.Ю. Коссович², А.Л. Ковтун³

¹Военно-медицинская академия имени С.М.Кирова, Санкт-Петербург, Россия

²Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия

³Фонд перспективных исследований, Москва, Россия

Цель исследования. Оценка клинической апробации индивидуальной конечно-элементной биомеханической модели позвоночно-тазового комплекса пациента с последующим моделированием оптимального варианта хирургического лечения.

Материал и методы. Проведено биомеханическое моделирование изменений сагиттального профиля пациента с дегенеративно-дистрофическим заболеванием пояснично-крестцового отдела позвоночника, двусторонним спондилолизом, нестабильным спондилолистезом L₄ позвонка II ст. Разработанная биомеханическая модель позволила оценить характеристики возникшего вследствие развития заболевания напряженно-деформированного состояния в позвоночно-двигательных сегментах. После этого в построенной биомеханической модели позвоночно-тазового комплекса пациента смоделировали корригирующую операцию, при которой сагиттальные позвоночно-тазовые взаимоотношения сохранили гармоничный профиль. Изучили характеристики напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательных сегментов после коррекции и сравнили полученные данные с аналогичными параметрами биомеханической модели до операции.

Результаты. Использование методов биомеханики и компьютерного моделирования позволило рассчитать напряженно-деформированное состояние пояснично-крестцового отдела позвоночника под действием статической нагрузки для двух вариантов фиксации и установки межпозвонкового кейджа на уровне L₄–L₅: 4 транспедикулярных винта (позвонки L₄–L₅) и 6 транспедикулярных винтов (позвонки L₃–L₄–L₅). Результаты моделирования показали, что ни в металлоконструкции, ни в элементах пояснично-крестцового отдела позвоночника не возникает критических напряжений и деформации, способных привести к разрушению и нестабильности имплантата.

Заключение. Разработанная индивидуальная биомеханическая конечно-элементная твердотельная модель позвоночника и таза позволила с биомеханических позиций обосновать предпосылки к формированию и дальнейшему прогрессированию дегенеративных изменений в позвоночно-двигательных сегментах при нарушениях сагиттального профиля вследствие спондилолистеза L₄ позвонка II ст. Модель, построенная на результатах лучевого обследования, позволила биомеханически обосновать оптимальный вариант корригирующей операции на позвоночнике, позволяющий минимизировать напряжения и деформации за счет выбора рациональной величины коррекции сагиттальных позвоночно-тазовых параметров и компоновки транспедикулярной системы.

Ключевые слова: спондилолистез, сагиттальный баланс, биомеханическое моделирование.

Для цитирования: Кудяшев А.Л., Хоминец В.В., Теремшонов 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: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2018.4.87-94>.

BIOMECHANICAL MODELING IN SURGICAL TREATMENT OF A PATIENT WITH TRUE LUMBAR SPONDYLOLISTHESIS

A.L. Kudiashev¹, V.V. Khominets¹, A.V. Teremshonok¹, E.B. Nagorny¹, S.Yu. Stadnichenko¹, A.V. Dol², D.V. Ivanov², I.V. Kirillova²,
L.Yu. Kossovich², A.L. Kovtun³

¹Military Medical Academy n.a. S.M. Kirov, St. Petersburg, Russia

²Saratov National Research State University n.a. N.G. Chernyshevsky, Saratov, Russia

³Advanced Research Foundation, Moscow, Russia

Objective. To assess the results of clinical approbation of individual finite-element biomechanical model of a patient's spino-pelvic complex with subsequent modeling of the best option of surgical treatment.

Material and Methods. A biomechanical modeling of changes in the sagittal profile of a patient with degenerative disease of the lumbosacral spine, bilateral spondylolysis, and unstable grade 2 spondylolisthesis of the L4 vertebra was performed. The developed biomechanical model made it possible to assess the characteristics of the stress-strain state of the spinal motion segments aroused due to development of

the disease. Within the built biomechanical model of the patient's spino-pelvic complex, a corrective operation was further modeled that assumed a preservation of harmonious profile of sagittal spino-pelvic relationships. Post-correction characteristics of the stress-strain state of spinal motion segments were studied and compared with preoperative parameters of the biomechanical model.

Results. Using methods of biomechanics and computer modeling allowed to calculate the stress-strain state of the lumbosacral spine under static load for two options of fixation and intervertebral cage implantation at the L4–L5 level: four transpedicular screws (L4–L5 vertebrae) and six transpedicular screws (L3–L4–L5 vertebrae). The simulation results showed that neither metal implants, nor elements of the lumbosacral spine experienced critical stresses and deformations that could lead to the destruction and instability of the implant.

Conclusion. The developed individual biomechanical finite-element solid model of the spine and pelvis allowed for biomechanical justification of prerequisites for the formation and further progression of degenerative changes in spinal motion segments associated with violations of the sagittal profile due to grade 2 spondylolisthesis of the L4 vertebra. The model built on the results of radiological examination biomechanically substantiated the best option of corrective spine surgery allowing to minimize stresses and deformations by choosing reasonable magnitude of correction of sagittal spino-pelvic parameters and configuration of transpedicular system.

Key Words: spondylolisthesis, sagittal balance, biomechanical modeling.

Please cite this paper as: Kudiashev AL, Khominets VV, Teremshonok AV, Nagornyy EB, Stadnichenko SYu, Dol AV, Ivanov DV, Kirillova IV, Kossovich LYu, Kovtun AL. Biomechanical modeling in surgical treatment of a patient with true lumbar spondylolisthesis. *Hir. Pozvonoc.* 2018;15(4):87–94. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2018.4.87-94>.

Истинный спондилолистез – это смещение одного из поясничных позвонков относительно лежащего ниже в сагиттальной плоскости вследствие двустороннего дефекта межсуставной части его дужки. Среди пациентов, предъявляющих жалобы на стойкий болевой синдром в поясничной области, доля больных с истинным спондилолистезом достигает 7–10 % [1]. По современным представлениям, эффективность хирургического лечения таких больных определяется, помимо устранения компрессии нервных структур, выполнением требуемой коррекции с достижением гармоничных позвоночно-тазовых взаимоотношений [2–4].

Вместе с тем существующие тактические подходы травматологов-ортопедов и нейрохирургов (вертебрологов) при лечении больных данной категории до настоящего времени остаются дискуссионными, что влечет вариативность в выборе хирургических технологий в зависимости от степени смещения позвонка, сегментарной стабильности, предполагаемого объема резекции костных структур и величины требуемой коррекции [4–7]. При этом практически нет исследований, посвященных обоснованию выбора того или иного варианта хирургического лечения профильных пациентов, а также анализу достигнутых результатов с точки зрения биомеханики.

В данной работе представлено прикладное биомеханическое исследование, направленное на обоснование предпосылок к формированию и прогрессированию дегенеративных изменений в позвоночно-двигательных сегментах у пациента со спондилолистезом L₄ позвонка II ст. до и после хирургического лечения, а также опыт применения индивидуального биомеханического моделирования корригирующих операций на позвоночнике.

Цель исследования – оценка клинической апробации индивидуальной конечно-элементной биомеханической модели позвоночно-тазового комплекса пациента с последующим моделированием оптимального варианта хирургического лечения.

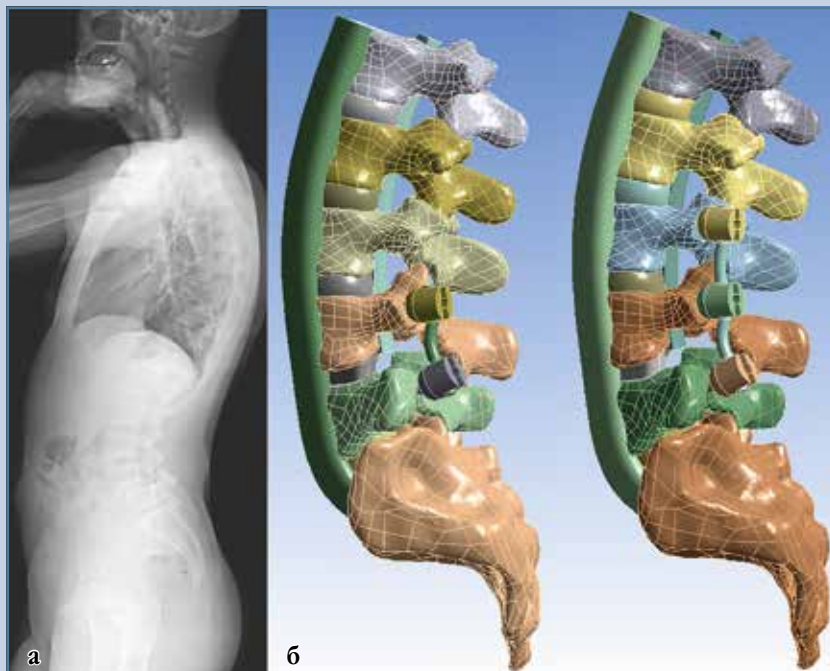
Материал и методы

На первом этапе исследования провели биомеханическое моделирование изменений сагиттального профиля пациента с дегенеративно-дистрофическим заболеванием пояснично-крестцового отдела позвоночника, двусторонним спондилолизом, нестабильным спондилолистезом L₄ позвонка II ст. Разработанная биомеханическая модель позволила оценить характеристики имеющегося (вследствие особенностей заболевания) напряженно-деформированного состояния в позвоночно-двигательных сегментах грудного и пояснич-

но-крестцового отделов позвоночника. В системе конечно-элементного анализа ANSYS рассчитали и проанализировали напряжения, возникающие в позвонках, межпозвонковых дисках и имплантатах при приложении стационарной нагрузки в различных направлениях. Рассматривали два варианта транспедикулярной фиксации: 4 транспедикулярных винта (позвонки L₄–L₅) и 6 транспедикулярных винтов (позвонки L₃–L₄–L₅).

Вторым этапом на построенной индивидуальной биомеханической модели позвоночника исследуемого пациента моделировали корригирующую операцию. При этом сагиттальные позвоночно-тазовые параметры корригировали до достижения гармоничного профиля. В дальнейшем повторно изучили характеристики напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательных сегментов грудного и поясничного отделов позвоночника с вычислением величины и локализации напряжений, возникающих в позвонках, межпозвонковых дисках и дугоотростчатых суставах при стандартном нагружении. Сравнили полученные результаты с аналогичными параметрами первого этапа работы.

Исходные данные. Результаты КТ всех отделов позвоночника и таза (от уровня С₇ позвонка до проксимальных отделов бедренных костей), а также телерентгенограмма тела (full

**Рис. 1**

Рентгенограмма позвоночника (сагиттальная проекция) пациента с нестабильным спондилолистезом L₄ позвонка II ст. (а) и модели пояснично-крестцового отдела позвоночника с установленными системами транспедикулярной фиксации: 4 винта слева, 6 винтов справа (б)

body X-ray), выполненная в положении пациента стоя в двух проекциях.

Создание 3D-модели позвоночно-тазового комплекса. На начальном этапе строили трехмерную компьютерную модель позвоночника на основе данных КТ. Далее создавали трехмерные модели систем фиксации

(кейдж на уровне L₄–L₅) и транспедикулярных винтов (4 винта для фиксации позвонков L₄–L₅ и 6 винтов для фиксации позвонков L₃–L₄–L₅). Затем модели систем фиксации и позвоночника совмещали и получали модели, показанные на рис. 1.

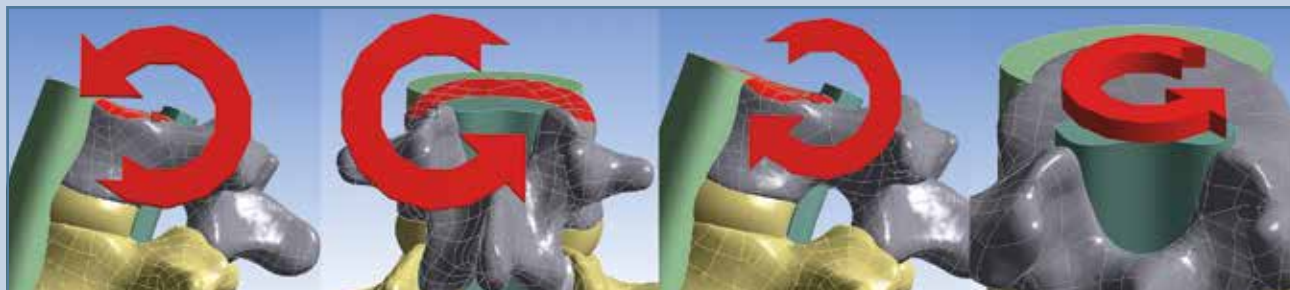
Конечно-элементное моделирование. Для численного моделирования использовали систему конечно-элементного анализа «ANSYS 18», в которой рассчитывали и анализировали напряжения в позвонках, межпозвонковых дисках и системах фиксации. Моделировали нагрузку позвоночника изгибающими и скручивающими моментами в трех анатомических плоскостях, которые прикладывали к верхней замыкательной пластинке позвонка L₁ (рис. 2, красные стрелки) [8, 9]. Величина моментов составила 7,5 Н·м [10].

Таким образом, рассчитали два вида операций с четырьмя вариантами нагружения. Механические характеристики элементов позвоночника и имплантатов брали из литературных источников [8, 9, 11]. Крестец жестко закрепляли по трем направлениям.

Результаты и их обсуждение

Представлены результаты конечно-элементного моделирования для двух вариантов фиксации позвоночника на уровнях L₄–L₅ и L₃–L₄–L₅ с установкой кейджа из РЕЕК-керамики на уровне L₄–L₅.

На рис. 3 показаны биомеханические поля перемещений для пояснично-крестцовых сегментов позвоночника в случае нагружения скручивающим моментом. Поле перемещений типично и для других исследованных вариантов нагружения.

**Рис. 2**

Прикладываемые скручивающие и изгибающие моменты

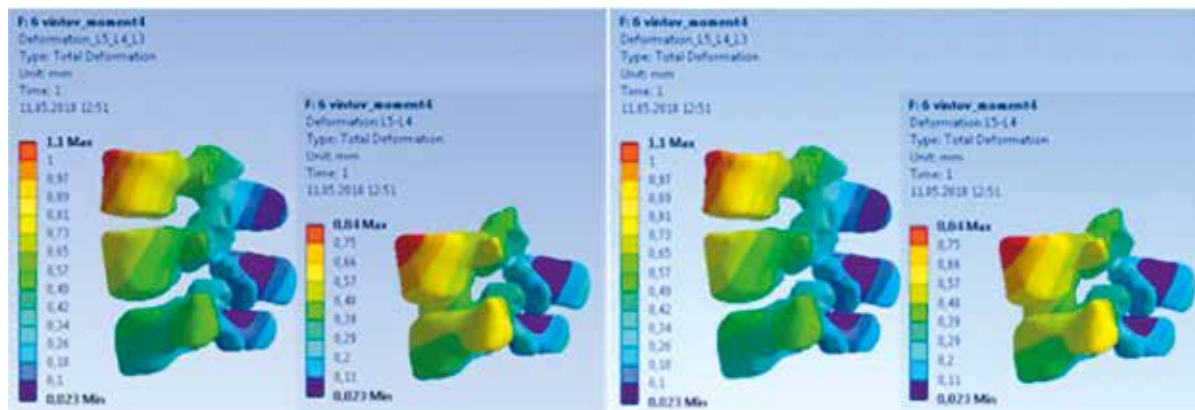
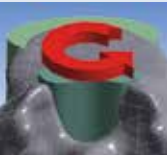


Рис. 3

Биомеханические перемещения для двух моделей (скручивающий момент): фиксация четырьмя (слева) и шестью (справа) винтами

Таблица 1

Перемещения в элементах пояснично-крестцового отдела позвоночника, мм

Момент нагружения	Вариант фиксации	L ₄ –L ₅	L ₃ –L ₄ –L ₅
	4 винта	1,00	2,00
	6 винтов	1,30	2,00
	4 винта	0,75	2,30
	6 винтов	0,87	1,20
	4 винта	1,00	2,00
	6 винтов	1,30	1,80
	4 винта	0,70	1,90
	6 винтов	0,80	1,10

Наибольшие значения перемещений для обоих видов фиксации и четырех прикладываемых моментов нагружения показаны в табл. 1.

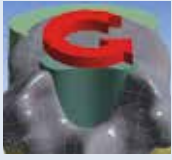
При всех рассмотренных вариантах нагружения конструкция с четырьмя винтами оказалась более жесткой и стабильной, чем конструкция из шести винтов. Этот вывод подтверждает 3-й столбец в табл. 1; 4-й столбец показывает отличия в фиксации посредством четырех и шести винтов. Так как 4 винта не фиксируют позвонок L₃, перемещения его оказались выше в случае 4-винтовой фиксации.

Если анализировать деформации в дисках (табл. 2), то можно отметить, что с точки зрения биомеханики вариант фиксации четырьмя винтами более предпочтителен. На самом деле деформации дисков L₅–S₁, L₂–L₃ и L₁–L₂ при 4-винтовой фиксации не выше деформаций этих же дисков при установке металлоконструкции из шести транспедикулярных винтов. И только диск L₃–L₄ в случае 4-винтовой фиксации оказывается более деформированным, так как при 6-винтовой фиксации он оказывается зафиксированным.

В табл. 3 представлены наибольшие значения эффективных напряжений,

Таблица 2

Деформации в межпозвонковых дисках, мм

Момент нагружения	Вариант фиксации	L_5-S_1	L_3-L_4	L_2-L_3	L_1-L_2
	4 винта	0,08	0,09	0,08	0,10
	6 винтов	0,12	0,05	0,09	0,10
	4 винта	0,23	0,20	0,16	0,22
	6 винтов	0,30	0,01	0,19	0,39
	4 винта	0,08	0,09	0,08	0,10
	6 винтов	0,12	0,05	0,09	0,10
	4 винта	0,18	0,13	0,08	0,09
	6 винтов	0,25	0,01	0,08	0,11

возникающих в поясничных позвонках для обеих рассмотренных моделей.

В случае 6-винтовой конфигурации транспедикулярных фиксаторов напряжение в позвонках L_1 и L_2 оказалось таким же, как и при 4-винтовой конфигурации. В позвонке L_3 6-винтовая конфигурация показала напряжение выше, чем при 4-винтовой конфигурации системы фиксации. В позвонках L_4 и L_5 напряжение при 4-винтовой конфигурации выше, чем при 6-винтовой, но при этом порядки напряжений совпали.

Таким образом, можно сделать вывод, что с точки зрения биомеханики транспедикулярная фиксация на одном уровне (4-винтовая система) предпочтительней фиксации на двух уровнях, так как обеспечивает более высокую стабильность и не нагружает межпозвонковые диски выше и ниже зафиксированного сегмента.

Пациенту Н., 19 лет, по поводу дегенеративно-дистрофического заболевания пояснично-крестцового отдела позвоночника, двустороннего спондилолиза, нестабильного спондилолистеза L₄ позвонка II ст., болевого вертеброгенного и мышечно-тонического синдрома в соответствии с проведенным предоперационным планированием и биомеханическим моделированием выполнили ламинэктомию L₄, дискэктомию межпозвонкового диска L₄-L₅, заднюю внутреннюю коррекцию (редукцию) и фиксацию позвоночника транспедикулярной системой на уровне L₄-L₅, задний межтеловой спондилодез кейджем, заднебоковой спондилодез аутотрансплантатами на уровне L₄-L₅ позвонков (рис. 4).

Выполнение операции в соответствии с данными проведенного биомеханического моделирования и планирования позволили достичь расчетных

гармоничных значений сагиттальных позвоночно-тазовых взаимоотношений (табл. 4).

Заключение

С точки зрения биомеханики, фиксация четырьмя транспедикулярными винтами в сравнении с шестью предпочтительна, так как более стабильна и характеризуется меньшими напряжениями и деформациями в позвонках и межпозвонковых дисках. Более того, данный вариант операции не предполагает фиксации не подверженного дегенеративным изменениям позвоночно-двигательного сегмента L₃-L₄, которая повлекла бы за собой каскад дегенеративных изменений в соответствующем межпозвонковом диске. При этом коррекция, достигаемая при использовании данной компоновки транспедикуляр-

Таблица 3

Напряжение в позвонках, МПа

Момент нагружения	Вариант фиксации	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅
	4 винта	4	4	4	46	49
	6 винтов	4	4	57	43	58
	4 винта	6	7	5	38	76
	6 винтов	6	7	45	24	35
	4 винта	4	4	4	46	49
	6 винтов	4	4	57	43	59
	4 винта	4	4	5	45	44
	6 винтов	4	4	50	33	27

Таблица 4

Характеристика сагиттальных позвоночно-тазовых параметров пациента, град.

Параметры	До операции	После операции	Расчетные
Pelvic Incidence	47	47	47
Sacral Slope	27	36	39 ± 6
Pelvic Tilt	20	15	9 ± 6
L ₁ –S ₁	51	61	63 ± 11
L ₄ –S ₁	18	35	42 ± 7

ной системы в сочетании с передним спондилодезом, является достаточной не только для редукции позвонка L₄, но и для сбалансированных позвоночно-тазовых взаимоотношений.

Достижение гармоничного сагиттального профиля (коррекции деформации) в сочетании с оптимальной, с точки зрения биологии и биомеханики, фиксацией позвоночника обеспечило нахождение позвоночно-



Рис. 4

Рентгенограмма позвоночника пациента Н., 19 лет, с нестабильным спондилолистезом L₄ позвонка II ст. после корригирующей операции (сагиттальная проекция)

тазового комплекса в таком состоянии, при котором минимизированы напряжения и деформации в структурах позвоночно-двигательных сегментов, в транспедикулярных винтах, стержнях и межтеловом кейдже.

Таким образом, индивидуальное биомеханическое моделирование вариантов коррекции и фиксации позвоночника показало свою эффективность в клинической практике для симуляции биомеханических параметров функционирования сегментов позвоночника в послеоперационном периоде.

Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. Vialle R, Ilharreborde B, Dauzac C, Lenoir T, Rillardon L, Guigui P. Is there a sagittal imbalance of the spine in isthmic spondylolisthesis? A correlation study. Eur Spine J. 2007;16:1641–1649. DOI: 10.1007/s00586-007-0348-4.
2. Дюбуссе Ж. Основные принципы вертебральной хирургии // Хирургия позвоночника. 2016. № 4. С. 95–103. [Dubousset J. Basic principles of spine surgery. Hir. Pozvonoc. 2016;13(4):95–103. In Russian]. DOI: https://doi.org/10.14531/ss2016.4.95-103.
3. Крутько А.В. Сагиттальный баланс. Гармония в формулах. Новосибирск, 2016. [Krutko AV. Sagittal Balance. Harmony in Formulas. Novosibirsk, 2016. In Russian].
4. Le Huec JC, Faundez A, Dominguez D, Hoffmeyer P, Aunoble S. Evidence showing the relationship between sagittal balance and clinical outcomes in surgical treatment of degenerative spinal diseases: a literature review. Int Orthop. 2015;39:87–95. DOI: 10.1007/s00264-014-2516-6.
5. Дюбуссе Ж. Позвоночник трехмерен, но не следует путать 3D-выстраивание и 3D-баланс // Хирургия позвоночника. 2016. № 2. С. 77–85. [Dubousset J. The spine is three-dimensional entity, though 3d alignment and 3d balance should not be confused. Hir. Pozvonoc. 2016;13(2):77–85. In Russian]. DOI: https://doi.org/10.14531/ss2016.2.77-85.
6. Жук Д. М., Никулина А.А. Разработка системы эффективного анализа сагиттального позвоночно-тазового баланса // Наука и образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2015 № 6. С. 346–360. [Zhuk DM, Nikulina AA. Developing a system for efficient analysis of lumbosacral sagittal balance. Science and Education of the Bauman MSTU. Electronic journal. 2015;(6):346–360. In Russian]. DOI: http://dx.doi.org/10.7463/0615.0783321.
7. Kaneko K, Aota Y, Sekiya T, Yamada K, Saito T. Validation study of arm positions for evaluation of global spinal balance in EOS imaging. Eur J Orthop Surg. Traumatol. 2016;7:725–733. DOI: 10.1007/s00590-016-1813-8.
8. Dreischarf M, Zander T, Shirazi-Adl A, Puttlitz CM, Adam CJ, Chen CS, Goel VK, Kiapour A, Kim YH, Labus KM, Little JP, Park WM, Wang YH, Wilke HJ, Rohlmann A, Schmidt H. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. J Biomech. 2014;47:1757–1766. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.002.
9. Wang J, Zhong ZC, Cheng CK, Chen CS, Yu CH, Chang TK, Wei SH. Finite element analysis of the spondylolysis in lumbar spine. Biomed Mater Eng. 2006;16:301–308.
10. Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. Eur Spine J. 1998;7:148–154. DOI: 10.1007/s005860050045.
11. Ben-Hatira F, Saidane K, Mrabet A. A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. J Biomedical Science and Engineering. 2012;5:146–152. DOI: 10.4236/jbise.2012.53019.

Адрес для переписки:

Кудяшев Алексей Леонидович
194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Акад. Лебедева, 6,
Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова,
a.kudiashev@gmail.com

Address correspondence to:

Kudiashev Aleksey Leonidovich
Military Medical Academy n.a. S.M. Kirov,
Academika Lebedeva str., 6,
St. Petersburg, 194044, Russia,
a.kudiashev@gmail.com

Статья поступила в редакцию 13.07.2018

Рецензирование пройдено 07.09.2018

Подписано в печать 11.09.2018

Received 13.07.2018

Review completed 07.09.2018

Passed for printing 11.09.2018

Алексей Леонидович Кудяшев, канд. мед. наук, доцент, заместитель начальника кафедры и клиники военной травматологии и ортопедии, Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, 194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Акад. Лебедева, 6, a.kudiashev@gmail.com;

Владимир Васильевич Хоминцев, д-р мед. наук, проф., начальник кафедры и клиники военной травматологии и ортопедии, Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, 194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Акад. Лебедева, 6, kbominets_62@mail.ru;

Андрей Васильевич Тереминюк, канд. мед. наук, доцент, доцент кафедры военной травматологии и ортопедии, Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, 194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Акад. Лебедева, 6, teremshonok@rambler.ru;

Евгений Борисович Нагорный, канд. мед. наук, преподаватель кафедры военной травматологии и ортопедии, Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, 194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Акад. Лебедева, 6, polartrauma@rambler.ru;

Сергей Юрьевич Стадниченко, клинический ординатор кафедры военной травматологии и ортопедии, Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, 194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Акад. Лебедева, 6, s.stadnichenko@inbox.ru;

Александр Викторович Доль, канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений», Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Россия, Саратов, ул. Астраханская, 83, cdss@sgu.ru;

Дмитрий Валерьевич Иванов, канд. физ.-мат. наук, ведущий научный сотрудник лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений», Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Россия, Саратов, ул. Астраханская, 83, cdss@sgu.ru;

Ирина Васильевна Кириллова, канд. физ.-мат. наук, доцент, заведующий лабораторией «Системы поддержки принятия врачебных решений», Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Россия, Саратов, ул. Астраханская, 83, cdss@sgu.ru;

Леонид Юрьевич Коссович, д-р физ.-мат. наук, проф., научный руководитель лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений», Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Россия, Саратов, ул. Астраханская, 83, prezident@sgu.ru;

Анатолий Леонидович Ковтун, канд. мед. наук, д-р биол. наук, проф., руководитель проектной группы направления химико-биологических и медицинских исследований, Фонд перспективных исследований, 121059, Россия, Москва, Бережковская наб., 22, стр. 3, KovtunAL@fpi.gov.ru.

Aleksey Leonidovich Kudiashev, MD, PhD, associate professor, deputy head of the Department and Clinic of Military Traumatology and Orthopedics of Military Medical Academy n.a. S.M. Kirov, Akademika Lebedeva str., 6, St. Petersburg, 194044, Russia, a.kudiashev@gmail.com;

Vladimir Vasilievich Khominets, DMSc, Professor, Head of the Department and Clinic of Military Traumatology and Orthopedics of Military Medical Academy n.a. S.M. Kirov, Akademika Lebedeva str., 6, St. Petersburg, 194044, Russia, khominets_62@mail.ru;

Andrey Vasilyevich Teremsbonok, MD, PhD, assistant professor of the Department of Military Traumatology and Orthopedics, Military Medical Academy n.a. S.M. Kirov, Akademika Lebedeva str., 6, St. Petersburg, 194044, Russia, Teremsbonok@rambler.ru;

Eugeny Borisovich Nagorny, MD, PhD, Associate Professor, Lecturer of the Department of Military Traumatology and Orthopedics of Military Medical Academy n.a. S.M. Kirov, Akademika Lebedeva str., 6, St. Petersburg, 194044, Russia, polartrauma@rambler.ru;

Sergey Yuryevich Stadnichenko, clinical resident of the Department of Military Traumatology and Orthopedics of Military Medical Academy n.a. S.M. Kirov, Akademika Lebedeva str., 6, St. Petersburg, 194044, Russia, s.stadnichenko@inbox.ru;

Aleksandr Viktorovich Dol, PhD in Physics and Mathematics, senior researcher of the Laboratory of Clinical Decision Support Systems, Saratov State University, Astrakhanskaya str., 83, Saratov, 410012, Russia, cdss@sgu.ru;

Dmitry Valeryevich Ivanov, PhD in Physics and Mathematics, leading researcher of the Laboratory of Clinical Decision Support Systems, Saratov State University, Astrakhanskaya str., 83, Saratov, 410012, Russia, cdss@sgu.ru;

Irina Vasilyevna Kirillova, PhD in Physics and Mathematics, associate professor, Head of the Laboratory of Clinical Decision Support Systems, Saratov State University, Astrakhanskaya str., 83, Saratov, 410012, Russia, cdss@sgu.ru;

Leonid Yuryevich Kossovich, Doctor of Physics and Mathematics, Processor, Scientific Supervisor of the Laboratory of Clinical Decision Support Systems, Saratov State University, Astrakhanskaya str., 83, Saratov, 410012, Russia, prezident@sgu.ru;

Anatoly Leonidovich Kovtun, Doctor of Biological Sciences, Professor, Head of the Project Group of chemical-biological and medical research direction of the Advanced Research Foundation, Berezhkovskaya nab., 22, building 3, Moscow, 121059, Russia, KovtunAL@fpi.gov.ru.

**Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Новосибирский научно-исследовательский институт
травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»
Министерства здравоохранения Российской Федерации**

Объявляет конкурсный прием

в ординатуру по специальностям **«травматология и ортопедия»**, **«нейрохирургия»**,
«анестезиология-реаниматология» и в аспирантуру по направлению **«Клиническая
медицина»** по специальностям **«травматология и ортопедия»**, **«нейрохирургия»**,
«анестезиология-реаниматология»

**Контактная информация: TShustrova@niito.ru
Тел.: 8 (383) 363-39-81**