

Биомеханическое моделирование вариантов внутренней фиксации односторонних переломов крестца

И.В. Кажанов^{1,3}, С.И. Микитюк^{1,3}, А.В. Доль², Д.В. Иванов², А.В. Харламов²,
А.В. Петров¹, Л.Ю. Коссович², В.А. Мануковский^{1,3}

¹ ГБУ «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт скорой помощи им. И.И. Джанелидзе», Санкт-Петербург, Россия

² ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского» Министерства науки и высшего образования России, г. Саратов, Россия

³ ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны России, Санкт-Петербург, Россия

Реферат

Актуальность. В настоящее время недостаточно изучена стабильность различных вариантов погружной фиксации переломов крестца методом конечных элементов. **Цель** — оценить биомеханические характеристики двух вариантов систем внутренней фиксации односторонних переломов крестца при различных конфигурациях имплантатов и локализации линии его разлома по отношению к суставной фасетке L5-S1 позвонков. **Материал и методы.** При помощи метода конечных элементов проведена оценка биомеханических характеристик двух вариантов систем фиксации одностороннего продольного перелома крестца при различной локализации линии его разлома: снаружки, кнутри и непосредственно на суставной фасетке L5-S1 позвонков. Рассмотрены два типа фиксирующих конструкций: канюлированные крестцово-подвздошные винты и аналогичный вариант в комбинации с двусторонней пояснично-тазовой транспедикулярной конструкцией. **Результаты.** Эквивалентные напряжения в имплантатах и костной ткани при компрессионной нагрузке и наклонах туловища вперед или назад практически равнозначны во всех моделях. В модели фиксации крестцово-подвздошными винтами одностороннего продольного перелома крестца, линия которого проходит через суставной отросток S1 позвонка (тип Isler II), наибольшие показатели величины эквивалентных напряжений в винтах при компрессионной нагрузке и изгибающем моменте составили 619,7 МПа, что превышает предел текучести титанового сплава и может привести к разрушению установленных имплантов. Во всех моделях, где в качестве фиксирующих конструкций дополнительно выступала транспедикулярная система, отмечено снижение на 42–77% максимальных перемещений, на 28–79% — эквивалентных напряжений в имплантатах при всех видах нагружений. При этом эквивалентные напряжения в костных структурах существенно не отличались. **Заключение.** Во всех случаях локализации линии одностороннего перелома крестца более рациональным с точки зрения биомеханики является установка транспедикулярной конструкции в сочетании с крестцово-подвздошными винтами. С точки зрения биомеханики, самым нестабильным является односторонний продольный перелом крестца, проходящий через фасетку L5-S1 позвонков.

Ключевые слова: конечно-элементный анализ, напряженно-деформированное состояние, перемещение, переломы крестца, подвздошно-крестцовые винты, пояснично-тазовая фиксация.

Кажанов И.В., Микитюк С.И., Доль А.В., Иванов Д.В., Харламов А.В., Петров А.В., Коссович Л.Ю., Мануковский В.А. Биомеханическое моделирование вариантов внутренней фиксации односторонних переломов крестца. *Травматология и ортопедия России*. 2020;26(2):79-90. doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-79-90.

Cite as: Kazhanov I.V., Mikityuk S.I., Dol' A.V., Ivanov D.V., Kharlamov A.V., Petrov A.V., Kossovich L.Yu., Manukovskiy V.A. [Biomechanical Modeling of Options for Internal Fixation of Unilateral Fractures of the Sacrum]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2020;26(2):79-90. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2020-26-2-79-90.

✉ Кажанов Игорь Владимирович / Igor V. Kazhanov; e-mail: carta400@rambler.ru

Рукопись поступила/Received: 20.01.2020. Принята в печать/Accepted for publication: 27.03.2020.

Biomechanical Modeling of Options for Internal Fixation of Unilateral Fractures of the Sacrum

I.V. Kazhanov^{1,3}, S.I. Mikityuk^{1,3}, A.V. Dol' ², D.V. Ivanov², A.V. Kharlamov², A.V. Petrov¹, L.Yu. Kossovich², V.A. Manukovskiy^{1,3}

¹ Dzhanelidze Saint-Petersburg Research Institute of Emergency Medicine, St. Petersburg, Russian Federation

² Chernyshevsky Saratov National Research State University, Saratov, Russian Federation

³ Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

Abstract

Relevance. Currently, the stability of various options for the fixation of sacral fractures by the finite element method has not been sufficiently studied. **Purpose** — the biomechanical characteristics of two variants of internal fixation of unilateral sacral fractures by various implants and the localization of the line of its fracture with respect to the articular facet of the L5-S1 vertebrae were studied. **Materials and Methods.** Using the finite element method, we studied the biomechanical characteristics of two options for fixing a one-sided longitudinal fracture of the sacrum with different localization of the line of its fracture: outside, inside and directly on the joint facet L5-S1. Two fixation options are considered: cannulated sacroiliac screws and a similar option in combination with a bilateral lumbar-pelvic transpedicular system. **Results.** The stresses in implants and bone under compression load and torso forward or backward are almost the same in all models. In the model of fixation with a sacroiliac screw of a one-sided longitudinal sacral fracture, the line of which passes through the articular process S1 of the vertebra (Isler II type), the greatest stress in the screws under compression load and bending moment was 619.7 MPa, which exceeds the yield strength of the titanium alloy and can damage the implants. In all models where the transpedicular system additionally acted as fixing structures, a decrease of 42–77% of maximum displacements was noted, by 28–79% of equivalent stresses in implants under all types of loads, while the equivalent stresses in the bone structures did not differ significantly. In models where the transpedicular system was additionally applied, a decrease of 42–77% of maximum displacements was noted, by 28–79% of stresses in implants under all types of loads, while the stresses in the bones did not differ much. **Conclusion.** In all cases of localization of the line of unilateral fracture of the sacrum, the use of a transpedicular system in combination with sacroiliac screws is more stable from the point of view of biomechanics. The most unstable is a one-sided longitudinal fracture of the sacrum passing through the facet L5-S1.

Key words: finite element analysis, stress on the bone and implants, fractures of the sacrum, iliosacral screws, lumbar-pelvic fixation.

Введение

Переломы крестца возникают практически при всех механизмах повреждения тазового кольца и носят характер от простого краевого отрывного до сложного оскольчатого Н- или U-образного. Как правило, при повреждениях тазового кольца по типу вертикального сдвига линия продольного перелома проходит через крестцовые отверстия (как наименее устойчивые к ударным нагрузкам области крестца). Характер повреждения подразумевает наличие различных морфологических вариантов, отличающихся расположением линии перелома по отношению к суставной фасетке L5-S1 позвонков и нарушением взаимосвязи поясничного отдела позвоночника с поясом нижних конечностей (пояснично-тазовая диссоциация).

Основной задачей хирургического лечения подобных травм является устранение позвоночно-тазовой нестабильности и восстановление целостности тазового кольца. В настоящее вре-

мя при лечении нестабильных повреждений таза предпочтение отдается способам внутренней фиксации. Позвоночно-тазовую фиксацию выполняют при помощи комбинаций транспедикулярной или гальвестонской систем, стержней Харингтона, подвздошно-крестцовых канюлированных винтов, вводимых в тела S₁-S₂ позвонков. Для остеосинтеза переломов крестца используют различные имплантаты: болт-стяжка, пластина типа «двойная кобра», крестцово-подвздошные канюлированные винты, пластины для малых фрагментов, реконструктивные пластины и др. [1, 2, 3, 4].

В литературе появляется все больше исследований, посвященных выбору хирургического способа лечения и оценке рисков при различных вариантах фиксации переломов крестца с учетом большого разнообразия морфологических вариантов повреждения задних структур таза. Зачастую выбор конкретного варианта внутренней фиксации продольного перелома крестца основывается

на личном опыте хирурга, а стабильность итоговой конструкции остается предметом множества дискуссий [5, 6, 7, 8, 9].

Биомеханическая оценка и сравнительное исследование разных типов фиксации проводятся путем экспериментальных стендовых испытаний на трупах либо методами вычислительного (математического) анализа [10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17]. Метод конечных элементов вычислительного анализа широко используется при изучении многих биологических систем, в том числе опорно-двигательного аппарата. С помощью метода конечных элементов можно эффективно оценить многие сложные геометрические и материальные свойства биологической системы, а также количественно проанализировать многие физические переменные, такие как напряжение, деформация и разрушение.

В настоящее время имеются единичные исследования, посвященные изучению стабильности различных вариантов погружной фиксации переломов крестца методом конечных элементов.

Цель работы — оценить биомеханические характеристики двух вариантов систем внутренней фиксации односторонних переломов крестца при различных конфигурациях имплантатов и локализации линии его разлома при стабилизированном лонном сочленении.

Материал и методы

Нами проведено биомеханическое исследование. Объектами изучения были кости таза, крестец и позвонки L4 и L5. Рассматривали сегмент позвоночно-тазового комплекса (ПТК) с продольным переломом крестца. Исследованы три различных положения линии перелома в области верхней замыкательной пластины S1 позвонка: кнаружи от суставного отростка, непосредственно на отросток и кнутри от него (рис. 1), что соответствует трем типам переломов крестца по классификации B. Isler [18].

При всех вертикально-нестабильных повреждениях тазового кольца (тип C) повреждение переднего отдела таза может представлять собой разрыв лонного симфиза, перелом нижней и верхней ветвей лонной кости, перелом всех четырех

ветвей или перелом двух ветвей и разрыв симфиза [19]. В нашем исследовании мы рассматривали сочетания одного из вариантов продольного перелома крестца с разрывом лонного сочленения.

Для каждого указанного выше типа перелома крестца были рассмотрены два варианта устанавливаемых фиксирующих конструкций:

- пластина для фиксации лонного сочленения в комбинации с крестцово-подвздошными винтами;

- пластина для фиксации лонного сочленения в комбинации с крестцово-подвздошными винтами и добавлением транспедикулярной конструкции в виде двусторонней пояснично-тазовой стабилизации, состоящей из винтов, установленных в подвздошные кости и L4, L5 позвонки, а также соединительных штанг.

Моделирование рассматриваемого сегмента осуществляли при следующих допущениях [20]:

- каждый межпозвонковый диск моделируется одним сплошным объемом;

- начальные напряжения в структурах отсутствуют;

- материал костей, дисков, фасеточных суставов и системы фиксации — сплошной, однородный, изотропный и линейно-упругий.

Механические характеристики исследуемых тканей и материалов, используемых при моделировании, брали из данных литературы [20, 21] (табл. 1).

Твердотельная 3D-модель рассматриваемого сегмента ПТК была создана на основе данных компьютерных томограмм (КТ) пациента 43 лет в программном пакете Mimics Innovation Suite 19 (Materialise, Бельгия). Использовали серию снимков, состоящую из 581 изображения. На первом этапе для построения геометрии костные ткани каждого из L4 и L5 позвонков и костей тазового кольца (кортикальная и губчатая) отделяли друг от друга и преобразовывали в 3D-модели. К каждому из создаваемых объемов применяли операцию сглаживания. В результате обработки КТ были построены твердотельные модели кортикальной и губчатой тканей позвонков L4 и L5, крестца и подвздошных костей.

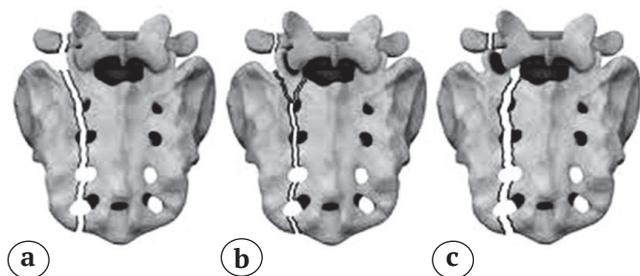


Рис. 1. Варианты расположения линии перелома: а — кнаружи от суставного отростка (тип Isler I); б — через суставной отросток (тип Isler II); в — кнутри от суставного отростка (тип Isler III)

Fig. 1. The options for the location of the fracture line: а — outward from the articular process (type Isler I); б — through the articular process (type Isler II); в — inside of the articular process (type Isler III)

Таблица 1

Механические свойства материалов по данным литературы [20, 21]

Материал	Модуль упругости Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона, ν	Предел прочности, МПа
Кортикальная кость	12000	0,3	145
Губчатая кость	100	0,2	10
Фасеточный сустав	10	0,4	–
Межпозвонковый диск	2	0,49	–
Титановый сплав	110000	0,3	235

Мягкие ткани были достроены на основе анатомических данных в ручном режиме в программном пакете SolidWorks 2016 (Dassault Systemes, США). В 3D-модель ПТК были включены следующие элементы: крестцово-бугорная, крестцово-остистая, крестцово-подвздошные (передняя, задняя и межкостная), подвздошно-поясничная, верхняя и дугообразная лобковые связки. Дополнительно в крестцово-поясничный комплекс были включены межостистая, передняя и задняя продольные связки. Указанные связки смоделированы как дискретные пружинные элементы, работающие на растяжение/сжатие элементы с постоянным стягивающим усилием 1 кг = 10Н. Точки присоединения данных элементов максимально возможно соответствовали анатомии тазового кольца и нижней части поясничного отдела позвоночника. Также было задано контактное взаимодействие между ушковидными поверхностями крестца и подвздошных костей, лобковыми костями на уровне лонного сочленения.

Для исследования в рамках данной работы были доступны томограммы пациента, полученные до и после хирургического лечения. В связи с этим было принято решение моделировать имплантируемые конструкции непосредственно на основе данных КТ в программном комплексе Mimics. Плотность

титана существенно выше плотности окружающих костных тканей, поэтому все имплантируемые конструкции удалось построить с высокой степенью точности, так как границы объектов определялись довольно четко.

Построенные модели имплантатов далее импортировали в программный пакет SolidWorks и размещали в рассматриваемом сегменте ПТК в соответствии с описанными выше вариантами хирургического лечения. В результате для каждого типа перелома было получено по две итоговых трехмерных модели. Пример моделей с различными комбинациями имплантатов (перелом крестца, тип Isler II) приведен на рисунках 2 и 3.

В каждой точке смежных границ соседних подбластей (диск — позвонок, позвонок — винт и т.п.) принимали условия полного контакта для функций перемещения, обеспечивающие жесткое соединение как элементов позвоночно-двигательного сегмента, так и имплантатов с костными тканями, и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к моделируемому сегменту позвоночника. Условия контакта с трением при коэффициенте 0,5 задавали только между отломками крестца [22] (предполагалось, что в местах взаимодействия отломков контактирует именно губчатая кость).

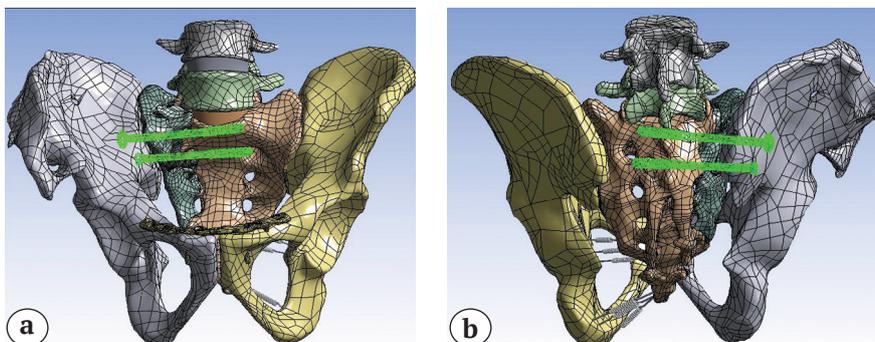


Рис. 2. 3D-модель с подвздошно-крестцовыми винтами:
 а — вид спереди; б — вид сзади
 Fig. 2. 3D model with iliac-sacral screws:
 a — front view; b — rear view

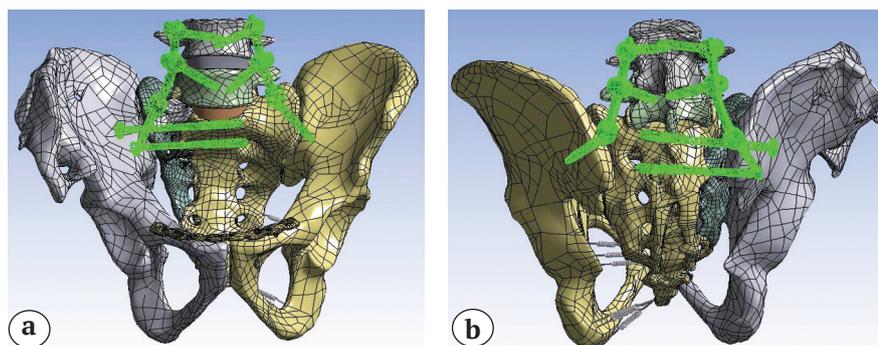


Рис. 3. 3D-модель с подвздошно-крестцовыми винтами и транспедикулярной конструкцией:

a — вид спереди; b — вид сзади

Fig. 3. 3D model with iliac-sacral screws and transpedicular design: a — front view; b — rear view

Напряженно-деформированное состояние и максимально возможные перемещения в моделях изучали при следующих вариантах нагружения: на сжатие (действие веса тела), изгиб при наклоне вперед и при наклоне назад, ротационное воздействие (повороты тела), при этом модель ПТК имела жесткое закрепление по поверхности вертлужных впадин. Для каждого материала максимальные значения рассчитанных величин сравнивали с пределом его прочности. Схема нагружений моделей приведена на рисунке 4.

К верхней концевой пластинке L4 позвонка прикладывали компрессионную распределенную нагрузку в 600 Н, что соответствует среднему весу верхней части тела взрослого человека, действующую в направлении оси тела позвонка [23]. Помимо компрессионной нагрузки, в каждом расчете задавали изгибающий или скручивающий момент величиной 7,5 Нм [12].

Численное моделирование осуществляли в системе ANSYS 16.1 (ANSYS Inc., США) в среде Workbench. Ввиду сложности геометрии исследуемого объекта создавалась тетраэдрическая нерегулярная сетка. Модель состояла из примерно 225 000 тетраэдрических элементов, имела 475 000 узлов. Предварительно выполняли анализ сеточ-

ной сходимости, по результатам которого подбирали размер ребра элемента, мало влияющий на результаты расчетов. После создания расчетной сетки, задания граничных и контактных условий, а также свойств материалов модель запускали на расчет.

Расчеты были выполнены на компьютере со следующими характеристиками: процессор Intel Core i7-8700K, 32 Гб оперативной памяти. Операционная система Windows 10 Pro 64-разрядная.

Результаты

В результате расчетов для каждой модели были получены поля эквивалентных напряжений и перемещений. Пример полей эквивалентных напряжений в моделях (перелом крестца тип Isler I) показан на рисунках 5 и 6.

Установлено, что в изучаемых моделях при всех видах нагружения наибольшие эквивалентные напряжения возникают в металлических конструкциях. В результате действия на ПТК компрессионной нагрузки и изгибающего или скручивающего момента практически во всех случаях возникают напряжения, не превышающие предел прочности имплантатов. Результаты расчетов приведены в таблице 2.

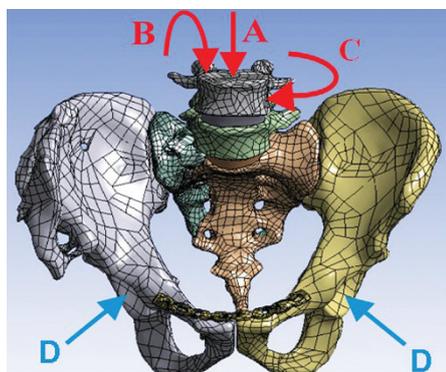


Рис. 4. Схема нагружения модели ПТК с переломом крестца по типу Isler II:

A — осевая компрессия;

B — наклон (вперед и назад); C — ротация;

D — жесткое закрепление по поверхности вертлужных впадин

Fig. 4. Loading diagram of the model of the lumbar-pelvic complex with a fracture of the sacrum according to the type Isler II:

A — axial compression;

B — tilt (forward and backward); C — rotation;

D — rigid fixation on the surface of the acetabulum

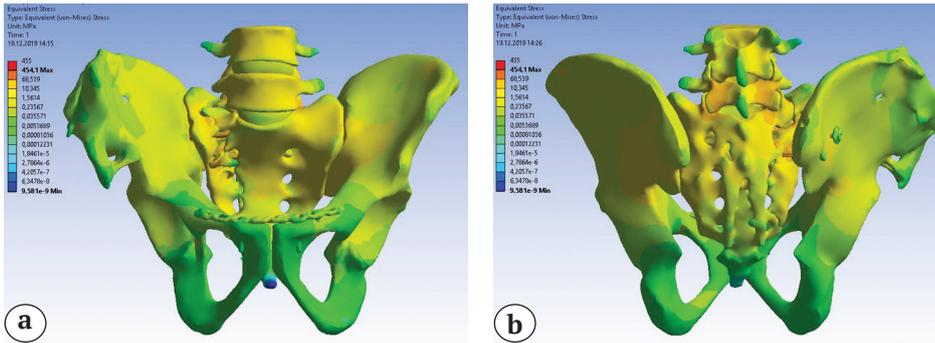


Рис. 5. Поле напряжений, рассчитанное в ANSYS (модель с фиксацией подвздошно-крестцовыми винтами):
а — вид спереди;
б — вид сзади

Fig. 5. The stress field calculated in ANSYS (model with fixed iliac-sacral screws):
a — front view; b — rear view

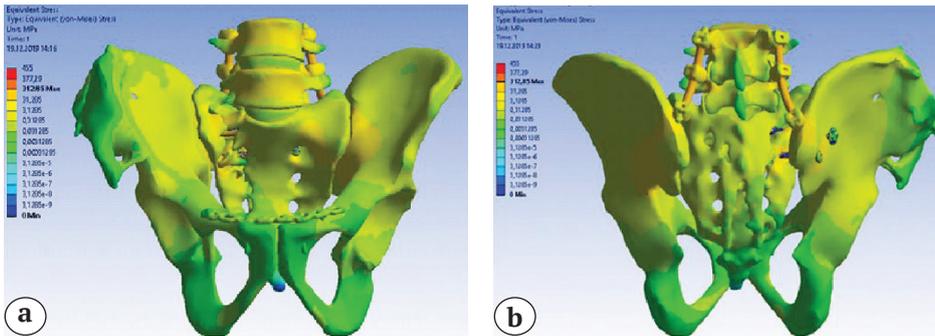


Рис. 6. Поле напряжений, рассчитанное в ANSYS (модель с транспедикулярной фиксацией):
а — вид спереди;
б — вид сзади

Fig. 6. The stress field calculated in ANSYS (model with transpedicular fixation):
a — front view; b — rear view

Таблица 2

Максимальные эквивалентные напряжения и перемещения в моделях

Перелом крестца	Вариант фиксации	Максимальные эквивалентные напряжения в винтах, проходящих через подвздошную кость, МПа		Максимальные эквивалентные напряжения в костных тканях, МПа		Максимальные перемещения в моделях, мм	
		КН+ИМ	КН+СМ	КН+ИМ	КН+СМ	КН+ИМ	КН+СМ
Тип Isler I (кнаружи от L5/S1)	КВ	169,5	158,6	78,4	77,3	3,7	2,6
	КВ+ТС	200,7	113,9	53,8	55,6	1,8	1,5
Тип Isler II (через L5/S1)	КВ	619,7	452,5	90,3	61,4	8	5,6
	КВ+ТС	131,8	109,5	51,6	49,8	2	1,8
Тип Isler III (кнутри от L5/S1)	КВ	166,8	132,9	71,1	96,2	6	4,1
	КВ+ТС	75,3	61,6	60,7	62,5	1,7	1,4

КН+ИМ — компрессионная нагрузка и изгибающий момент; КН+СМ — компрессионная нагрузка и скручивающий момент (ротация); КВ — канюлированные винты; КВ+ТС — комбинация канюлированных винтов и транспедикулярной системы.

Эквивалентные напряжения в имплантатах и костной ткани при компрессионной нагрузке и наклонах туловища вперед или назад практически равнозначны во всех моделях. Исключением является вариант фиксации крестцово-подвздошными винтами одностороннего продольного перелома крестца, линия которого проходит через суставной отросток S1 позвонка (тип Isler II). В данной модели наибольшие показатели величины эквивалентных напряжений в винтах

при компрессионной нагрузке и изгибающем моменте составили 619,7 МПа, что превышает предел текучести титанового сплава и может привести к разрушению установленных имплантов. При этом максимальные напряжения возникали в гладкой части винта, непосредственно прилегающей к области перелома крестца, а максимальные напряжения в костной ткани приходились на область, которая контактировала с резьбовой частью винта и местом стояния головки винта (рис. 7).

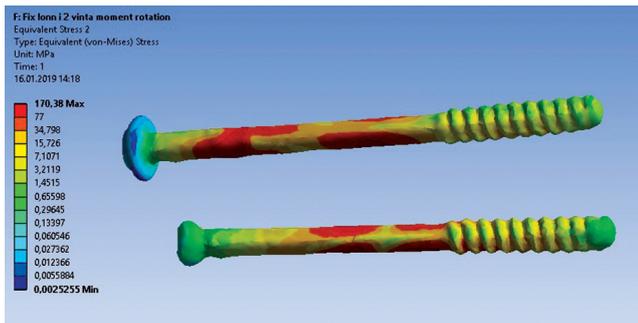


Рис. 7. Поле напряжений, рассчитанное в ANSYS (модель с фиксацией канюлированными винтами)

Fig. 7. The stress field calculated in ANSYS (model with fixed cannulated screws)

В моделях, где в качестве фиксирующих конструкций дополнительно выступала транспедикулярная система, отмечено существенное (на 28–79%) снижение эквивалентных напряжений в крестцово-подвздошных винтах. Только при переломе крестца типа Isler I отмечено незначительное увеличение эквивалентных напряжений в имплантатах. В данной модели наибольшие показатели величины эквивалентных напряжений при компрессионной нагрузке и изгибающем моменте составили 200,7 МПа, что на 18% выше, чем в модели, где в качестве фиксирующих конструкций выступали только крестцово-подвздошные винты. Установлено, что во всех моделях максимальные напряжения возникали в зоне резьбовой части транспедикулярного винта, ближе к его головке и непосредственно в соединительных штангах (рис. 8).

Во всех моделях, где в качестве фиксирующих конструкций дополнительно выступала транспе-

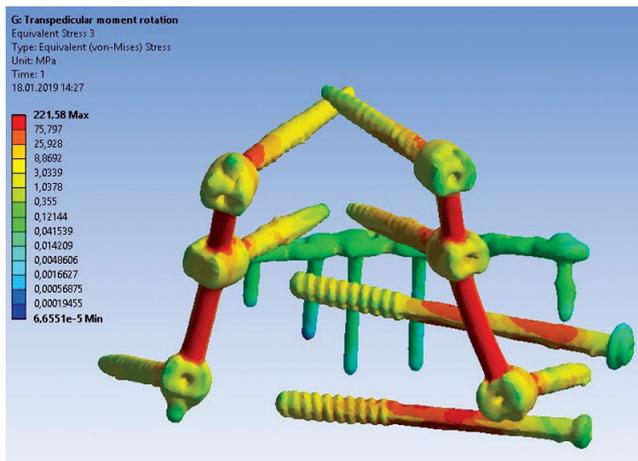


Рис. 8. Поле напряжений, рассчитанное в ANSYS (модель с фиксацией транспедикулярной системой)

Fig. 8. The stress field calculated in ANSYS (the model with the transpedicular fixation system)

дикулярная система, также отмечено существенное (на 42–77%) снижение максимальных перемещений при всех видах нагрузений. Так, в модели с односторонним продольным переломом крестца, линия которого проходит снаружи от суставного отростка S1 позвонка (тип Isler I), перемещения снижались на 51,4%, через суставной отросток (тип Isler II) — на 75,0%, кнутри от суставного отростка (тип Isler III) — на 71,7%. Это позволяет сделать вывод о том, что вариант фиксации одностороннего продольного перелома крестца подвздошно-крестцовыми винтами с добавлением двусторонней пояснично-тазовой транспедикулярной системы, состоящей из винтов, установленных в подвздошные кости и L4, L5 позвонки, а также соединительных штанг делает модель ПТК более стабильной, то есть повышает жесткость конструкции, не давая фиксированным элементам позвоночно-тазового комплекса смещаться относительно друг друга.

Эквивалентные напряжения в костных структурах существенно не отличались при различных типах имплантатов и вариантах нагружения. Таким образом, если оценивать поле эквивалентных напряжений, возникающее в моделях при нагружениях, то более рациональным, с точки зрения биомеханики, является вариант установки транспедикулярной системы в дополнение к винтам, проходящим через подвздошные кости. Это позволит снизить риск поломки самой конструкции и разрушения костных тканей.

Клинический пример

Пострадавший 43 лет был доставлен в травмоцентр через 1 ч. 10 мин. после падения с высоты около 2 метров. При СКТ таза выявлены признаки нестабильного повреждения тазового кольца: разрыв лонного сочленения, продольный трансфораминальный перелом боковой массы крестца справа с передне-задним и вертикальным смещением (рис. 9).

Одновременно по данным СКТ таза пострадавшего построены модели ПТК с различными вариантами систем фиксации и проведен анализ их напряженно-деформированного состояния.

При поступлении пострадавшему выполнены следующие оперативные вмешательства: открытая репозиция, устранение разрыва и фиксация лонного сочленения пластиной. Далее осуществлен остеосинтез продольного перелома боковой массы крестца подвздошно-крестцовыми канюлированными винтами, установленными в тела S1 и S2 позвонков. Учитывая данные, полученные в ходе конечно-элементного анализа, произведена дополнительная стабилизация задних структур тазового кольца с помощью двусторонней пояснично-тазовой системы (рис. 10).

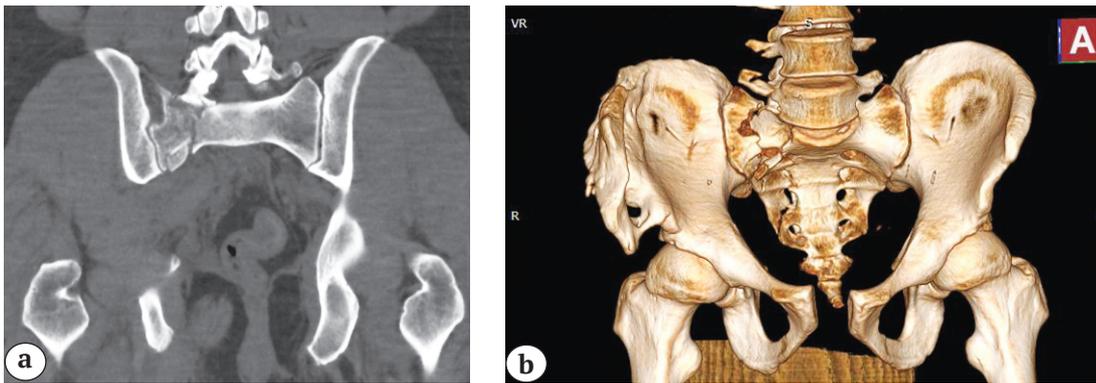


Рис. 9. СКТ таза при поступлении в травмоцентр:

a – продольный перелом крестца тип Isler II (коронарный срез); b – 3D-реконструкция

Fig. 9. CT of the pelvis upon admission to the trauma center:

a – longitudinal fracture of the sacrum type Isler II (coronary section); b – 3D reconstruction

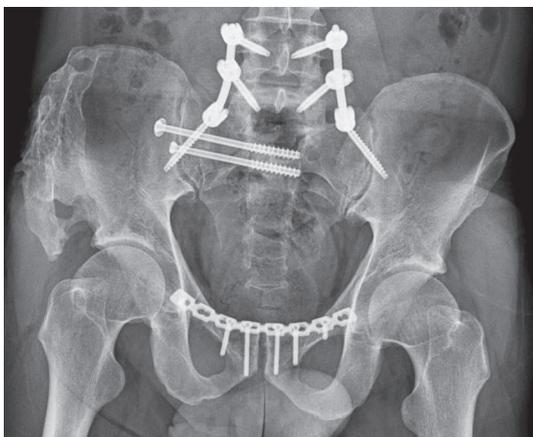


Рис. 10. Рентгенограмма таза после операции: фиксация лонного сочленения реконструктивной пластиной, перелома боковой массы крестца крестцово-подвздошными винтами в комбинации с пояснично-тазовой транспедикулярной системой

Fig. 10. X-ray of the pelvis after surgery: fixation of the pubic symphysis with a plate, fracture of the sacrum with sacroiliac screws in combination with the lumbar-pelvic transpedicular system

В послеоперационном периоде выполнена контрольная СКТ таза, на основе которой построена окончательная модель ПТК с установленными системами фиксации. При ее анализе подтверждены допустимые эквивалентные напряжения и перемещения в имплантатах и костной ткани.

Пострадавший активизирован в постели на следующие сутки после операции, на третьи сутки разрешена ходьба с дополнительной опорой на костыли и частичной нагрузкой (10% от массы тела) на ипсилатеральную нижнюю конечность. Пациент выписан на 15-е сутки после травмы.

Функциональный исход по шкале Majeed оценен как хороший и составил 95 баллов, что говорит о взаимосвязи между биомеханической и клинической оценкой результата реконструктивно-восстановительного лечения.

Обсуждение

Проведение экспериментальных исследований, посвященных изучению биомеханики, требует значимых экономических затрат и существенного вовлечения рабочих и технических ресурсов, а сами эксперименты растянуты во времени, сложны в учете результатов, что усложняет проведение анализа и затрудняет принятие нужного решения в кратчайшие сроки. Модель поврежденного тазового кольца и металлоконструкций, используемых для его фиксации, представляет собой сложную в геометрическом и физическом отношении систему, расчет биомеханических характеристик которой возможен только численными методами. Среди них наиболее предпочтителен и распространен метод конечных элементов, так как позволяет учитывать реальные особенности структуры биомеханического объекта и легко адаптируется к изменению формы и внешних нагрузок.

Один из основных путей оптимизации выбора фиксатора нестабильных повреждений тазового кольца связан с математическим моделированием, в том числе с использованием специально созданных или адаптированных к решаемым задачам известных компьютерных программ.

В последнее десятилетие в научной литературе появились работы, посвященные использованию математического моделирования с целью изучения напряженно-деформированного состояния моделей поврежденного тазового кольца, стабилизированного различными металлоконструкциями [10, 11, 23, 24].

Конечно-элементное моделирование таза применялось для изучения напряженно-деформированного состояния тазового кольца при его стабилизации внешними фиксаторами [24, 25, 26]. А.Г. Истомин методом конечных элементов провел экспериментально-биомеханическое исследование компенсаторных возможностей связок крестцово-подвздошного сустава в биомеханическом эксперименте для изучения их роли в сохранении стабильности таза [25]. И.В. Борозда с помощью метода конечных элементов разработал программное обеспечение для реконструкции трехмерного компьютерного изображения костей таза по геометрическим сечениям, полученным из КТ сканов, выполнял численное моделирование напряженно-деформированного состояния тазового кольца и конструкции фиксирующего устройства в условиях перелома в широком диапазоне индивидуальных характеристик. Им также была создана компьютерная программа для вычисления внешних и внутренних нагрузок на тазовое кольцо в зависимости от условий движения (ходьбы, приседания) и определения перемещений элементов внешнего фиксирующего устройства [24].

Научные работы, посвященные изучению биомеханических характеристик различных способов внутренней фиксации задних структур таза при нестабильных повреждениях тазового кольца, представлены выборками малого объема, что не позволяет объективно сравнить результаты исследований различных авторов в данном вопросе [6, 15, 16, 17]. Так, J. Garcia с соавторами провели математическое исследование конечноэлементных моделей таза и оценили стабильность различных типов внешних и внутренних фиксаторов при нескольких видах переломов тазового кольца [27]. Y. Zhao с соавторами создали конечноэлементную модель тазового кольца с двусторонним вертикальным переломом крестца (повреждение типа C) и сравнили стабильность внутренней фиксации крестцово-подвздошными винтами различной длины [23]. W. Song с соавторами оценили стабильность фиксации односторонних переломов крестца изолированной пояснично-тазовой транспедикулярной системой методом конечноэлементного моделирования [28]. С. Bruna-Rosso с соавторами оценили биомеханические особенности фиксации крестцово-подвздошного сочленения в физиологическом состоянии с использованием конечноэлементной модели пояснично-тазового комплекса [29]. Встречаются работы, в которых авторы изучают эквивалентные напряжения, возникающие непосредственно в подвздошных или S2 крестцово-подвздошных винтах, а также в костной ткани при различной конфигурации двусторонней пояснично-тазовой системы. Приводится расчет оптимальной длины и углов установки транс-

педикулярных винтов в подвздошную кость или в тело S2 позвонка [30]. Отечественными авторами также проводилось математическое моделирование наиболее часто встречающихся в клинической практике переломов костей таза, фиксированных различными внутренними имплантатами: реконструктивными пластинами, канюлированными крестцово-подвздошными винтами, тазовыми винтами. Определены напряженно-деформированные состояния металлоконструкций при каждом из типов переломов и варианте их фиксации. Проведенные исследования позволили определить оптимальные варианты фиксации переломов, получить подтверждение важности стабилизации как передних, так и задних отделов таза, а также обосновать возможность ранней реабилитации больных со столь тяжелыми повреждениями с опорой на обе конечности [31]. Опубликованы работы, посвященные сравнительному исследованию эквивалентных напряжений при фиксации крестцово-подвздошного сочленения внутренним фиксатором (пластиной) и внешним (стержневой аппарат) с использованием компьютерного моделирования [31].

Продольные переломы крестца чаще всего встречаются при высококинетической травме (политравме) и являются компонентом вертикально-нестабильных повреждений тазового кольца, а также часто сопровождаются повреждением внутренних органов и систем. Качество окончательной стабилизации вертикально-нестабильных повреждений тазового кольца имеет большое значение для последующего восстановления опорно-двигательной функции. При этом нередко выполнение больших открытых стабилизирующих операций невозможно в силу тяжести состояния пострадавшего и (или) наличия сопутствующих повреждений внутренних органов. В этих случаях стабилизация поврежденного заднего отдела тазового кольца выполняется с применением методик малоинвазивного погружного остеосинтеза, в том числе с использованием крестцово-подвздошных винтов и транспедикулярных систем. Настоящее исследование показало преимущества дополнения фиксации продольных переломов крестца винтами двусторонней транспедикулярной системой.

Применение вычислительного (математического) конечноэлементного моделирования на основе компьютерных программ позволяет в короткие сроки, необходимые для предоперационного планирования, расширить и обосновать оптимальный выбор необходимой конфигурации имплантатов для обеспечения стабильно-функционального внутреннего остеосинтеза и восстановления анатомической конфигурации поврежденного тазового кольца. Послеоперационный анализ напряженно-деформированного состояния сег-

мента ПТК с установленными металлоконструкциями помогает оценить правильность выбора варианта систем фиксации у конкретного пострадавшего и обосновать возможность его ранней реабилитации.

Результаты проведенного биомеханического исследования при помощи конечно-элементных моделей ПТК успешно использованы в нашей клинической практике. При этом необходимо понимать, что это только биомеханическое исследование и в реальной клинической практике не всегда будет возможность применения данной методики. Таким образом, биомеханические преимущества предложенных вариантов систем фиксации продольных переломов крестца доказаны, но место методики конечноэлементного анализа в реальной клинической практике должно быть предметом последующих исследований.

Более рациональным, с точки зрения биомеханики, является установка транспедикулярной конструкции в сочетании с крестцово-подвздошными винтами. Самым же нестабильным, с точки зрения биомеханики, является односторонний продольный перелом крестца, проходящий через суставной отросток S1 позвонка.

Этика публикации

Пациент, участвовавший в данном научном исследовании, дал письменное добровольное информированное согласие на публикацию клинического наблюдения.

Конфликт интересов: не заявлен.

Источник финансирования: государственное бюджетное финансирование.

Вклад авторов

Кажанов И.В. — разработка дизайна исследования, анализ полученных данных, написание текста рукописи.

Микитюк С.И. — сбор, анализ и интерпретация данных и написание текста рукописи.

Доль А.В. — анализ данных.

Иванов Д.В. — получение данных для анализа, анализ полученных данных.

Харламов А.В. — статистический анализ полученных данных.

Петров А.В. — обзор публикаций по теме статьи, предоперационное планирование, непосредственное лечение и реабилитация пострадавшего с травмой таза.

Коссович Л.Ю. — участие в окончательном утверждении текста статьи.

Мануковский В.А. — участие в окончательном утверждении текста статьи.

Литература [References]

1. Dalbayrak S., Yilmaz M., Kaner T., Gokdag M., Yilmaz T., Sasani M. et al. Lumbar stabilization using iliac wings: a new surgical technique. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011;36(10):E673-677. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181f8fa7c.
2. Nonne D., Capone A., Sanna F., Busnelli L., Russo A.L., Marongiu G. et al. Suicidal jumper's fracture – sacral fractures and spinopelvic instability: a case series. *J Med Case Rep*. 2018;12(1):186. doi: 10.1186/s13256-018-1668-1.
3. Padalkar P., Pereira B.P., Kathare A., Sun K.K., Kagda F., Joseph T. Trans-iliosacral plating for vertically unstable fractures of sacral spine associated with spinopelvic dissociation: A cadaveric study. *Indian J Orthop*. 2012;46(3):274-278. doi: 10.4103/0019-5413.96376.
4. Yu B.S., Zhuang X.M., Zheng Z.M. et al. Biomechanical advantages of dual over single iliac screws in lumbo-iliac fixation construct. *Eur Spine J*. 2010;19(7):1121-1128. doi: 10.1007/s00586-010-1343-8.
5. Bodzay T., Szita J., Manó S., Kiss L., Jónás Z., Frenyó S., Csernátóny Z. Biomechanical comparison of two stabilization techniques for unstable sacral fractures. *J Orthop Sci*. 2012;17(5):574-579. doi: 10.1007/s00776-012-0246-4.
6. Giráldez-Sánchez M.A., Lázaro-González Á., Martínez-Reina J., Serrano-Toledano D., Navarro-Robles A., Cano-Luis P. et al. Percutaneous iliosacral fixation in external rotational pelvic fractures. A biomechanical analysis. *Injury*. 2015;46(2):327-332. doi: 10.1016/j.injury.2014.10.058.
7. Nouh M.R. Spinal fusion-hardware construct: Basic concepts and imaging review. *World J Radiol*. 2012;4(5):193-207. doi: 10.4329/wjr.v4.i5.193.
8. Pearson J.M., Niemeier T.E., McGwin G. Rajaram Manoharan S. Spinopelvic dissociation: comparison of outcomes of percutaneous versus open fixation strategies. *Adv Orthop*. 2018;2018:5023908. doi: 10.1155/2018/5023908.
9. Shah D.S., Bates T., Fowler J. et al. Minimally invasive lumbopelvic fixation for unstable U-type sacral fractures. *Cureus*. 2019;11(9):e5621. doi: 10.7759/cureus.5621.
10. Дубров В.Э., Зюзин Д.А., Кузькин И.А., Щербakov И.М., Донченко С.В., Сапрыкина К.А. Применение метода конечных элементов при моделировании биологических систем в травматологии и ортопедии. *Российский журнал биомеханики*. 2019;23(1):140-152. Dubrov V.E., Zyuzin D.A., Kuzkin I.A., Shcherbakov I.M., Donchenko S.V., Saprykina K.A. [Finite element modelling of biologic system in orthopedic trauma]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics]. 2019;23(1):140-152. (In Russian).
11. Тяжелов А.А., Ярьско А.В., Гончарова Л.Д., Лобанов Г.В., Боровой И.С. Моделирование напряженно-деформированного состояния таза как замкнутой биокинематической цепи. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2014;(3):50-54. Tiazhelov O.A., Yaresko O.V., Goncharova L.D., Lobanov G.V., Borovoi I.S. [Modeling of stress-strain behavior of pelvis as a closed biokinetic chain in different types of joining of pelvic bones]. *Visnyk ortopediyi, travmatolohiyi ta protezuvannya*. 2014;(3):50-54. (In Russian).
12. Li J., Peng Y., Yuchi C. Du C. [Finite element analysis of fixation of U-shaped sacral fractures]. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*. 2019;36(2):223-231. doi: 10.7507/1001-5515.201808026. (In Chinese).

13. Salari P., Moed B.R., Bledsoe J.G. Supplemental S1 fixation for type C pelvic ring injuries: biomechanical study of a long iliosacral versus a transsacral screw. *J Orthop Traumatol.* 2015;16(4):293-300. doi: 10.1007/s10195-015-0357-8.
14. Schildhauer T.A., Ledoux W.R., Chapman J.R. Henley M.B., Tencer A.F., Routt M.L. Jr. Triangular osteosynthesis and iliosacral screw fixation for unstable sacral fractures: a cadaveric and biomechanical evaluation under cyclic loads. *J Orthop Trauma.* 2003;17(1):22-31. doi: 10.1097/00005131-200301000-00004.
15. Tabaie S.A., Bledsoe J.G., Moed B.R. Biomechanical comparison of standard iliosacral screw fixation to transsacral locked screw fixation in a type C-zone II pelvic fracture model. *J Orthop Trauma.* 2013;27(9):521-526. doi: 10.1097/BOT.0b013e3182781102.
16. Van Zwielen C.M., Van den Bosch E.W., Hoek van Dijke G.A. Snijders C.J., van Vugt A.B. Cyclic loading of sacroiliac screws in Tile C pelvic fractures. *J Trauma.* 2005;58(5):1029-1034. doi: 10.1097/01.ta.0000158515.58494.11.
17. Vigdorichik J.M., Jin X., Sethi A. Herzog D.T., Oliphant B.W., Yang K.H., Vaidya R.A. A biomechanical study of standard posterior pelvic ring fixation versus a posterior pedicle screw construct. *Injury.* 2015;46(8):1491-1496. doi: 10.1016/j.injury.2015.04.038.
18. Isler B. Lumbosacral lesions associated with pelvic ring injuries. *J Orthop Trauma.* 1990;4(1):1-6. doi: 10.1097/00005131-199003000-00001.
19. Griffin D.R., Starr A.J., Reinert C.M. et al. Vertically unstable pelvic fractures fixed with percutaneous iliosacral screws: does posterior injury pattern predict fixation failure? *J Orthop Trauma.* 2003;17(6):399-405. doi: 10.1097/00005131-200307000-00001.
20. 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;22(1):31-44.
Dol A.V., Dol E.S., Ivanov D.V. [Biomechanical modelling of surgical reconstructive treatment of spinal spondylolisthesis at L4-L5 level]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics]. 2018;22(1):31-44. (In Russian).
21. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008;1(1):30-42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001.
22. Brown T., Ferguson J. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur. *Acta Orthop Scand.* 1980;13:687-699. doi: 10.3109/17453678008990819.
23. Zhao Y., Li J., Wang D., Liu Y.H., Sun T., Jiang CQ et al. Comparison of stability of sacroiliac screws in the treatment of bilateral sacral fractures in a finite element model. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi.* 2012;50(8):719-723.
24. Борозда И.В. Систематизация знаний по биомеханике тазового кольца. *Дальневосточный медицинский журнал.* 2009;(2):129-132.
Borozda I.V. [Systematization of knowledge on biomechanics of pelvic ring]. *Dal'nevostochniy medicinskiy zhurnal* [Far East Medical Journal]. 2009;(2):129-132. (In Russian).
25. Истомин А.Г. Экспериментально-биомеханическое исследование связок крестцово-подвздошного сустава. *Ортопедия, травматология и протезирование.* 1997;(3):62-63.
Istomin A.G. [Experimental-biomechanical study of the ligaments of the sacroiliac joint]. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye* [Orthopaedics, traumatology and prosthetics]. 1997;(3):62-63. (In Russian).
26. Бушманов А.В., Серов М.А. Анализ взаимодействия тяги мышц и гравитационных сил в области тазового кольца. *Вестник Амурского государственного университета.* 2004;(25):31-33.
Bushmanov A.V., Serov M.A. [Analysis of the interaction of muscle traction and gravitational forces in the pelvic ring]. *Vestnik Amurskogo gosudarstvennogo universiteta* [Bulletin of Amur State University]. 2004;(25):31-33. (In Russian).
27. Garcia J., Doblare M., Seral B. Seral F., Palanca D., Gracia L. Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations. *J Biomech Eng.* 2000;122(5):516-522. doi: 10.1115/1.1289995.
28. Song W., Zhou D., He Y. The biomechanical advantages of bilateral lumbo-iliac fixation in unilateral comminuted sacral fractures without sacroiliac screw safe channel: a finite element analysis. *Medicine (Baltimore).* 2016;95(40):e5026. doi: 10.1097/MD.0000000000005026.
29. Bruna-Rosso C., Arnoux P.J., Bianco R.J., Godio-Raboutet Y., Fradet L., Aubin C.É. Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation under Compression Loads. *Int J Spine Surg.* 2016;10:16. doi: 10.14444/3016.
30. Shin J.K., Lim B.Y., Goh T.S. Son S.M., Kim H.S., Lee J.S., Lee C.S. Effect of the screw type (S2-alar-iliac and iliac), screw length, and screw head angle on the risk of screw and adjacent bone failures after a spinopelvic fixation technique: A finite element analysis. *PLoS One.* 2018;13(8):e0201801. doi: 10.1371/journal.pone.0201801.
31. Донченко С.В., Дубров В.Э., Голубятников А.В., Черняев А.В., Кузькин И.А., Алексеев Д.В., Лебедев А.Ф. Способы окончательной фиксации тазового кольца, основанные на расчетах конечно-элементной модели. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* 2014;(1):38-44.
Donchenko S.V., Dubrov V.E., Golubyatnikov A.V., Chernyaev A.V., Kuz'kin I.A., Alekseev D.V., Lebedev A.F. [Techniques for Final Pelvic Ring Fixation Based on the Method of Finite Element Modeling]. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova* [N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics]. 2014;(1):38-44. (In Russian).

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Кажанов Игорь Владимирович — канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник отдела сочетанной травмы, ГБУ «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт скорой помощи им. И.И. Джанелидзе»; докторант кафедры военно-полевой хирургии, ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны России, Санкт-Петербург

AUTHORS' INFORMATION:

Igor V. Kazhanov — Cand. Sci (Med.), Leading Researcher, Department of Polytrauma, Dzhanelidze St. Petersburg Research Institute of Emergency Medicine; Department of Military Field Surgery, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

Микитюк Сергей Иванович — канд. мед. наук, старший преподаватель учебного центра, ГБУ «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт скорой помощи им. И.И. Джанелидзе»; начальник отделения клиники военно-полевой хирургии, ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны России, Санкт-Петербург

Доль Александр Викторович — канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник лаборатории систем принятия врачебных решений, ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского» Министерства науки и высшего образования России, г. Саратов

Иванов Дмитрий Валерьевич — канд. физ.-мат. наук, ведущий научный сотрудник лаборатории систем принятия врачебных решений, ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского» Министерства науки и высшего образования России, г. Саратов

Харламов Александр Владимирович — канд. эконом. наук, заведующий кафедрой основ математики и информатики, ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского» Министерства науки и высшего образования России, г. Саратов

Петров Артем Викторович — врач травматолог-ортопед отделения сочетанной травмы, ГБУ «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт скорой помощи им. И.И. Джанелидзе», Санкт-Петербург

Коссович Леонид Юрьевич — д-р физ.-мат. наук, научный руководитель лаборатории систем принятия врачебных решений ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского» Министерства науки и высшего образования России, г. Саратов

Мануковский Вадим Анатольевич — д-р мед. наук, профессор, заместитель директора по клинической работе, ГБУ «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт скорой помощи им. И.И. Джанелидзе»; профессор кафедры военно-полевой хирургии, ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны России, Санкт-Петербург

Sergey I. Mikityuk — Cand. Sci (Med.), Senior Lecturer, Dzhanelidze St. Petersburg Research Institute of Emergency Medicine; Head of Department of Military Field Surgery, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

Alexander V. Dol' — Cand. Sci (Phys.-Math.), Senior Researcher, Chernyshevsky Saratov National Research State University, Saratov, Russian Federation

Dmitry V. Ivanov — Cand. Sci (Phys.-Math.), Leading Researcher, Chernyshevsky Saratov National Research State University, Saratov, Russian Federation

Alexander V. Kharlamov — Cand. Sci (Econ.), Head of Mathematics and Computer Science Department, Chernyshevsky Saratov National Research State University, Saratov, Russian Federation

Artyom V. Petrov — Orthopedic Surgeon, Dzhanelidze St. Petersburg Research Institute of Emergency Medicine, St. Petersburg, Russian Federation

Leonid Yu. Kossovich — Dr. Sci (Phys.-Math.), Professor, Scientific Head of the Laboratory, Chernyshevsky Saratov National Research State University, Saratov, Russian Federation

Vadim A. Manukovsky — Dr. Sci (Med.), Professor, Deputy Director, Dzhanelidze St. Petersburg Research Institute of Emergency Medicine; Professor, Military Field Surgery Chair, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation