



БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВАРИАНТОВ ПОЗВОНОЧНО-ТАЗОВОЙ ФИКСАЦИИ ПРИ ПРОДОЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМАХ КРЕСТЦА МЕТОДОМ КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

А.А. Кулешов¹, Н.А. Аганесов¹, М.С. Ветрилэ¹, А.В. Доль², И.Н. Лисянский¹, С.Н. Макаров¹

¹Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии

им. Н.Н. Приорова, Москва, Россия

²Саратовский национальный исследовательский государственный университет

им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия

Цель исследования. Анализ прочности трех типов конфигураций систем позвоночно-тазовой фиксации при продольных переломах крестца методом конечных элементов.

Материал и методы. Биомеханический анализ проводили методом конечных элементов. Трехмерная модель сегмента позвоночно-тазового комплекса, включающая тазовые кости, крестец и позвонки L₄, L₅, была создана на основе результатов КТ здорового пациента. Затем на выполненной модели крестца воспроизводили продольный перелом с левой стороны в зоне 1 по классификации Denis. Далее с помощью биомеханического компьютерного моделирования осуществляли сравнительную оценку трех вариантов систем позвоночно-тазовой фиксации: двусторонней позвоночно-тазовой конструкции L₄–S₂Alar; двусторонней позвоночно-тазовой конструкции L₄–S₂Alar с установкой поперечного коннектора; двусторонней позвоночно-тазовой конструкции L₄–S₂Alar с установкой L-образного стержня. Определяли стабильность фиксации, а также величины нагрузок, действующих на элементы фиксации и костные ткани.

Результаты. При увеличении жесткости конструкции посредством поперечного коннектора или/и L-образного стержня перераспределяется нагрузка между винтами, находящимися слева и справа от зоны перелома. Жесткость конструкции L₄–S₂Alar с параллельными, несоединенными между собой стержнями, значительно ниже, что приводит к критическому увеличению нагрузок на конструкцию и позвонки.

Заключение. При анализе методом конечных элементов трех вариантов позвоночно-тазовой фиксации фрагментов при продольных переломах крестца выявлено, что двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция с транспедикулярными винтами, установленными в L₄, L₅ позвонки, и тазовыми винтами, установленными в подвздошные кости через боковые массы S₂ по два с каждой стороны (L₄–S₂Alar), соединенными двумя параллельными стержнями (вариант 1), является наименее прочной в сравнении с остальными вариантами. При дополнении конструкции поперечным коннектором между стержнями (вариант 2) прочность фиксации возрастает. Наиболее прочной показала себя конструкция L₄–S₂Alar с L-образным стержнем на стороне продольного перелома крестца (вариант 3).

Ключевые слова: позвоночно-тазовая фиксация, перелом крестца, перелом таза, позвоночно-тазовая диссоциация, транспедикулярная фиксация, биомеханическое моделирование.

Для цитирования: Кулешов А.А., Аганесов Н.А., Ветрилэ М.С., Доль А.В., Лисянский И.Н., Макаров С.Н. Биомеханический анализ вариантов позвоночно-тазовой фиксации при продольных переломах крестца методом конечных элементов // Хирургия позвоночника. 2023. Т. 20. № 1. С. 28–35.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2023.1.28-35>.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF VARIANTS OF SPINOPELVIC FIXATION OF LONGITUDINAL SACRAL FRACTURES BY THE FINITE ELEMENT METHOD

A.A. Kuleshov¹, N.A. Aganegov¹, M.S. Vetrile¹, A.V. Dol², I.N. Lisyansky¹, S.N. Makarov¹

¹National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics named after N.N. Priorov, Moscow, Russia

²Saratov National Research State University named after N.G. Chernyshevsky, Saratov, Russia

Objective. To analyze the strength of three types of spinopelvic fixation system configurations in longitudinal fracture of the sacrum by the finite element method.

Material and Methods. Biomechanical analysis was carried out by the finite element method. A three-dimensional model of a segment of the spinopelvic complex (SPC), including the pelvic bones, sacrum and L4 and L5 vertebrae, was created on the basis of the CT scan results of a healthy patient. Then, a longitudinal fracture of the sacrum was simulated on the developed model of the sacrum on the left side in zone 1 according to the Denis classification. Further, a comparative assessment of three variants of spinopelvic fixation systems with the help of biomechanical computer modeling was carried out: bilateral spinopelvic system L4–S2Alar, bilateral spinopelvic system

L4–S2Alar with transverse connector installation, and bilateral spinopelvic system L4–S2Alar with L-shaped rod installation. The stability of fixation, as well as the amount of loads acting on the fixation elements and bone tissues were determined.

Results. As the rigidity of the structure increases by means of a transverse connector or an L-shaped rod, the load is redistributed between the screws located to the left and right of the fracture. The rigidity of the L4–S2Alar system with parallel, unconnected rods is much lower, which leads to a critical increase in loads on instrumentation and vertebrae.

Conclusion. Analysis of three variants of spinopelvic fixation of longitudinal fractures of the sacrum by finite element method revealed that bilateral spinopelvic system with pedicle screws installed in the L4 and L5 vertebrae and pelvic screws installed in the iliac bones through the lateral masses of S2, two on each side (L4–S2 Alar) and connected by two parallel rods (variant 1) is the least strong in comparison with the other variants. The strength of the fixation increases when the structure is supplemented with a transverse connector between the rods (variant 2). The L4–S2 Alar design with an L-shaped rod on the side of the longitudinal fracture of the sacrum (variant 3) proved to be the most strong.

Key Words: spinopelvic fixation, sacral fracture, pelvic fracture, spinopelvic dissociation, transpedicular fixation, biomechanical modeling.

Please cite this paper as: Kuleshov AA, Aganesov NA, Vetrile MS, Dol AV, Lisyansky IN, Makarov SN. Biomechanical analysis of variants of spinopelvic fixation of longitudinal sacral fractures by the finite element method. *Hir. Pozvonoc.* 2023;20(1):28–35. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2023.1.28-35>.

Среди всех повреждений крестца, связанных с нарушением целостности тазового кольца, 90 % приходится на продольные переломы [1]. Такие травмы обычно происходят вследствие ударных высокоэнергетических нагрузок (кататравма, ДТП и др.) и часто приводят к вертикальному смещению половин таза [2].

Основная задача при хирургическом лечении переломов крестца состоит в устранении нестабильности и восстановлении целостности тазового кольца. Для решения этой задачи используется множество металлофиксаторов [3], в том числе разные компоновки транспедикулярных винтов и стержней. В настоящий момент нет единого подхода к выбору варианта позвоночно-тазовой фиксации, что вызывает дискуссии в литературе [4, 5]. При этом возникает вопрос о механической надежности устанавливаемых фиксаторов и их компоновок.

Цель исследования – анализ прочности трех типов конфигураций систем позвоночно-тазовой фиксации при продольных переломах крестца методом конечных элементов.

Материал и методы

Исследовано 3 варианта фиксирующих конструкций, которые применяются в реальной хирургической практике при лечении продольного перелома крестца:

- двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция с транспедикулярными винтами, установленными в L₄, L₅ позвонки, и двумя тазовыми винтами, установленными в подвздошные кости через боковые массы S₂ с обеих сторон (L₄–S₂Alar), соединенными двумя параллельными стержнями;
- двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция L₄–S₂Alar с дополнительной установкой поперечного коннектора;
- двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция L₄–S₂Alar с установкой L-образного стержня.

Анализ прочности каждого варианта фиксации проводили на основе биомеханических критериев оценки успешности [6].

Биомеханический анализ методом конечных элементов выполнял отдел компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении Саратовского национального исследовательского государственного университета им. Н.Г. Чернышевского. Трехмерная модель сегмента позвоночно-тазового комплекса (ПТК), включающая тазовые кости, крестец и позвонки L₄, L₅, создана на основе результатов КТ пациента без патологии опорно-двигательного аппарата. На выполненной модели крестца воспроизводили продольный перелом в зоне 1 с левой стороны по классификации Denis.

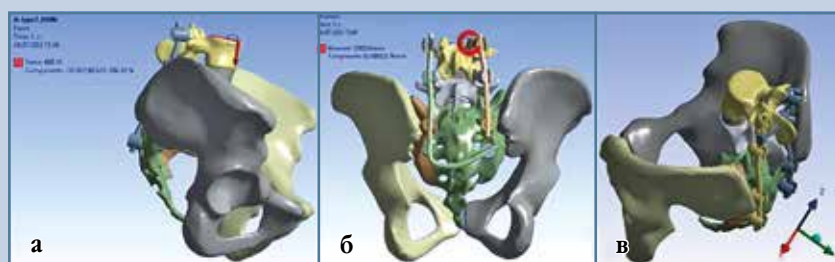
Все три рассматриваемых варианта фиксации предполагают использование транспедикулярных вин-

тов, установленных в L₄, L₅ позвонки с обеих сторон, и тазовых винтов, установленных через боковые массы крестца в подвздошную кость (S₂Alar) по два с каждой стороны, и отличаются способом соединения винтов между собой. В первом варианте конструкции (рис. 1а) в головки винтов установлено 2 параллельных стержня, не соединенных друг с другом, во втором варианте (рис. 1б) – в головки винтов установлено 2 параллельных стержня, которые соединены между собой с помощью поперечного коннектора, в третьем варианте (рис. 1в) – устанавливается изогнутый L-образно стержень, который своей вертикальной частью соединяет между собой винты L₄, L₅ и тазовые винты на стороне перелома, а горизонтальной частью переходит по задней поверхности крестца на противоположную от перелома сторону и устанавливается в нижний тазовый винт на противоположной от перелома стороне. Винты L₄, L₅ и верхний тазовый винт на противоположной от перелома стороне соединены вторым стержнем.

Далее с помощью биомеханического компьютерного моделирования методом конечных элементов осуществляли сравнительную оценку рассмотренных вариантов фиксации. Определяли стабильность фиксации, а также величины нагрузок, действующих на элементы фиксации и костные ткани. Решали задачу статики деформируемого твердого тела

**Рис. 1**

Трехмерные модели вариантов компоновки позвоночно-тазового фиксатора при продольном переломе крестца: **а** – двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция L₄–S₂ Alar; **б** – двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция L₄–S₂ Alar с установкой поперечного коннектора; **в** – двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция L₄–S₂ Alar с установкой L-образного стержня

**Рис. 2**

Действие внешних нагрузок на «сегмент ПТК – имплантаты»: **а** – нагрузка в положении стоя (по вертикали к верхней замыкательной пластинке позвонка L₄ в направлении позвонка L₅); **б** – нагрузка моментом величиной 10 Н*м (наклон влево); **в** – расположение модели относительно системы координат

о нахождении напряженно-деформированного состояния системы «сегмент ПТК – имплантаты» под действием внешних поверхностных нагрузок (силы и моменты). Поверхности вертлужных впадин жестко закрепляли, что исключало их перемещение.

При моделировании исследовали действие шести типов внешних нагрузок [1, 6, 7], описание которых представлено в табл. 1 и на рис. 2. Исследованные нагрузки моделируют

действие веса тела человека, а также действие мышечных сил при поворотах и вращениях тела. Следует отметить, что данная биомеханическая модель симулирует состояние костных тканей и их взаимодействие с имплантатами в момент сразу же после операции и не предполагает исследования их длительного взаимодействия, в том числе ремоделирование костной ткани, ее адаптацию к внешним нагрузкам и имплантируемым конструкциям.

При биомеханическом моделировании все материалы считали линейно-упругими изотропными [5, 6]. Механические характеристики костных тканей, межпозвонковых дисков и имплантатов, а также их контактное взаимодействие взяли из литературы [5].

При оценке стабильности и прочности каждого из рассмотренных вариантов фиксации принимали во внимание прочностные характеристики кортикальной (предел прочности до 161 МПа) и губчатой (предел прочности до 15 МПа) костных тканей и имплантатов (титановый сплав Ti6Al4V ELI Titanium Alloy – предел прочности до 1300 МПа) [8–12].

Стабильность фиксации оценивали перемещения зафиксированного сегмента ПТК при внешних нагрузках, а прочность – посредством оценки внутренних усилий (эквивалентных напряжений), возникающих в позвонках, костных отломках крестца и имплантатах при исследованных нагрузках.

Результаты и их обсуждение

Типичные поля рассчитанных полных перемещений в модулях и эквивалентных напряжений представлены на рис. 3, 4. Полные перемещения рассчитывали для каждой точки как расстояние, пройденное ею из начального положения в конечное, которое достигнуто в процессе деформирования.

Использование поперечного коннектора между стержнями (вариант 2) и L-образного стержня (вариант 3) существенно стабилизирует фиксацию (первый биомеханический критерий успешности [6]) и снижает перемещения в зафиксированном сегменте (табл. 2). Аналогичные значения пере-

Таблица 1

Типы и величины исследованных нагрузок

Положение стоя	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот вокруг оси
Сила 600 Н	Сила 600 Н и момент 10 Н*м вокруг оси Ох	Сила 600 Н и момент -10 Н*м вокруг оси Ох	Сила 600 Н и момент -10 Н*м вокруг оси Оу	Сила 600 Н и момент 10 Н*м вокруг оси Оу	Сила 600 Н и момент 10 Н*м вокруг оси Оz

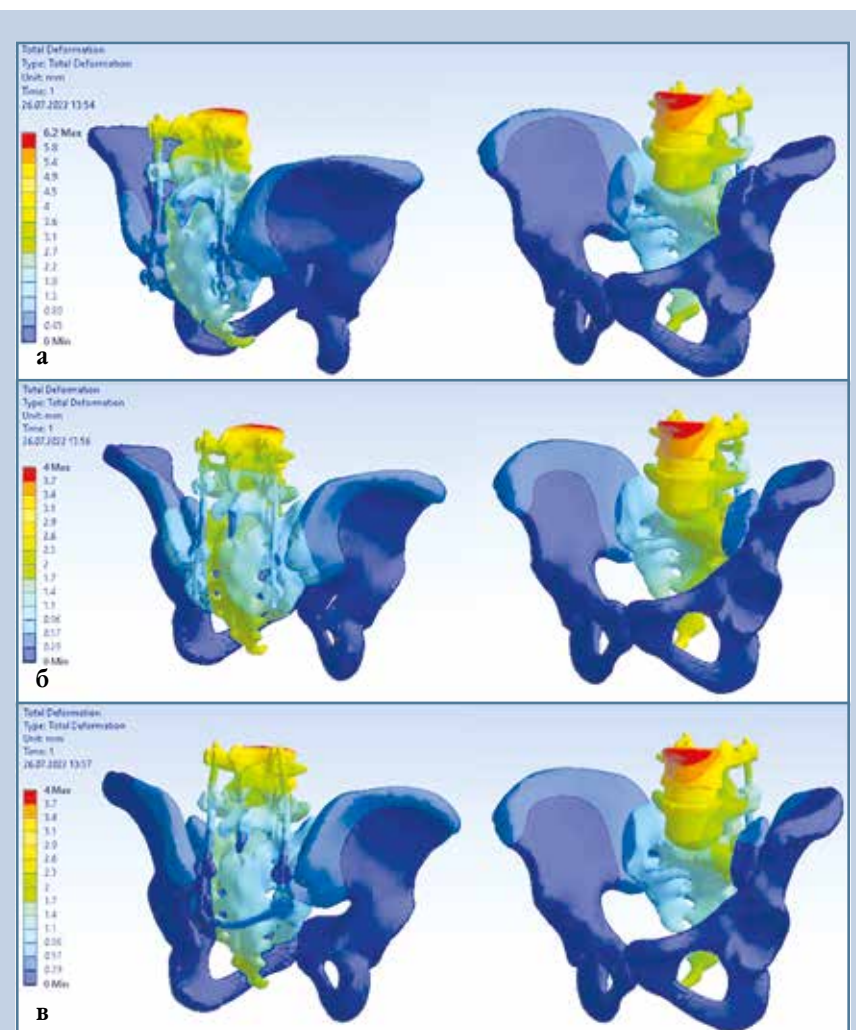


Рис. 3

Поле полных перемещений в положении стоя: а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

мещений при аналогичных нагрузках получены в работе А.В. Доля и др. [5]. Наибольшие перемещения в данном исследовании получены при наклоне вперед.

Отметим, что в вариантах 2 и 3 в сравнении с вариантом 1 существенно повышаются эквивалентные напряжения на правом нижнем винте и снижаются напряжения на левом верхнем транспедикулярном винте, что продемонстрировано на рис. 5–7. Отсюда можно сделать вывод, что при увеличении жесткости конструкции посредством поперечного коннектора или/и L-образного стержня перераспределяется нагрузка между винтами, находящимися слева и справа от перелома. Другими словами, левый костный отломок крестца удерживается также и правой частью фиксирующей конструкции в вариантах 2 и 3 фиксации. В то же время жесткости конструкции первого варианта фиксации для удержания отломков оказывается недостаточно, что приводит к критическому увеличению нагрузок на металлофиксатор (табл. 3).

При этом наиболее нагруженным элементом системы фиксации является левый стержень, что также отражено на рис. 5–7. Эти выводы справедливы для всех исследованных нагрузок.

Анализ эквивалентных напряжений в имплантатах проводился для определения их наибольших значений

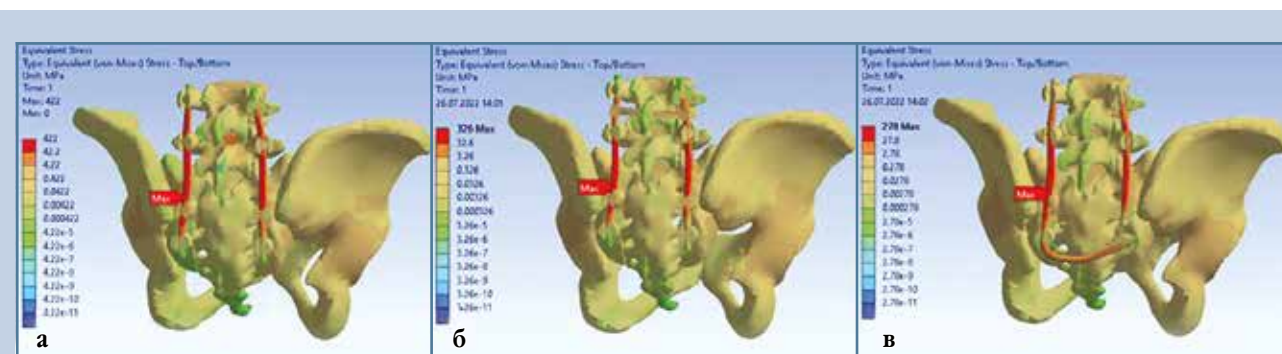


Рис. 4

Поле эквивалентных напряжений в положении стоя: а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

Таблица 2

Максимальные полные перемещения в модели для трех вариантов фиксации, мм

Варианты	Положение стоя	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот вокруг вертикальной оси
1	6,2	8,1	4,2	6,8	6,1	6,2
2	4,0	5,2	2,7	4,4	3,8	4,0
3	4,0	5,4	2,5	4,3	3,9	4,4

и сравнения с пределом прочности (с коэффициентом запаса прочности, равным 3) [13]. Имплантаты изготовлены из титанового сплава, предел прочности которого составляет 1300 МПа. Таким образом, допускаемое напряже-

ние составляет не более 433 МПа. Анализ значений эквивалентных напряжений из табл. 3 показывает, что варианты 2 и 3 соответствуют критерию прочности (второй биомеханический критерий успешности [6]). В то же вре-

мя вариант 1 этому критерию не соответствует при большинстве рассмотренных нагрузок (табл. 3).

Для всех вариантов фиксации в костных тканях крестца не возникают напряжения, способные их раз-

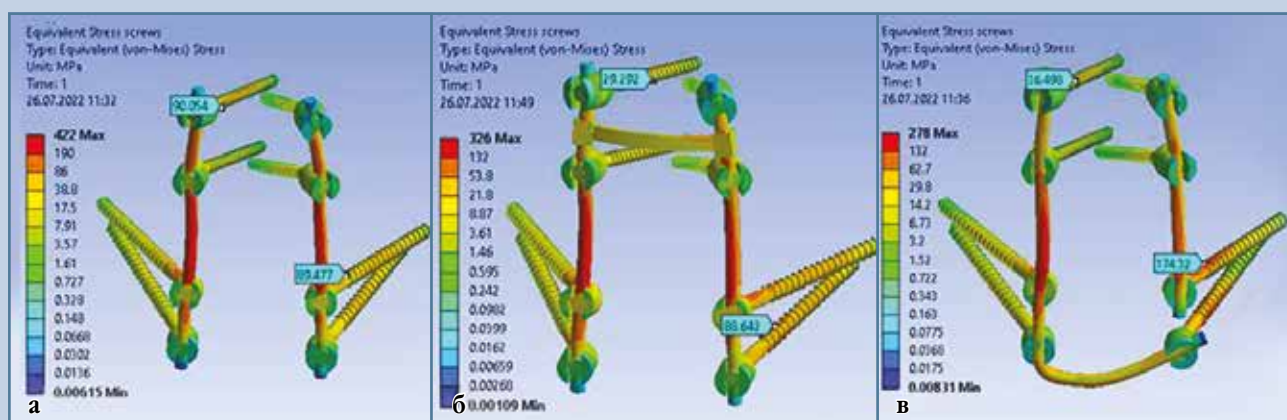


Рис. 5

Поле эквивалентных напряжений на имплантатах в положении стоя: а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

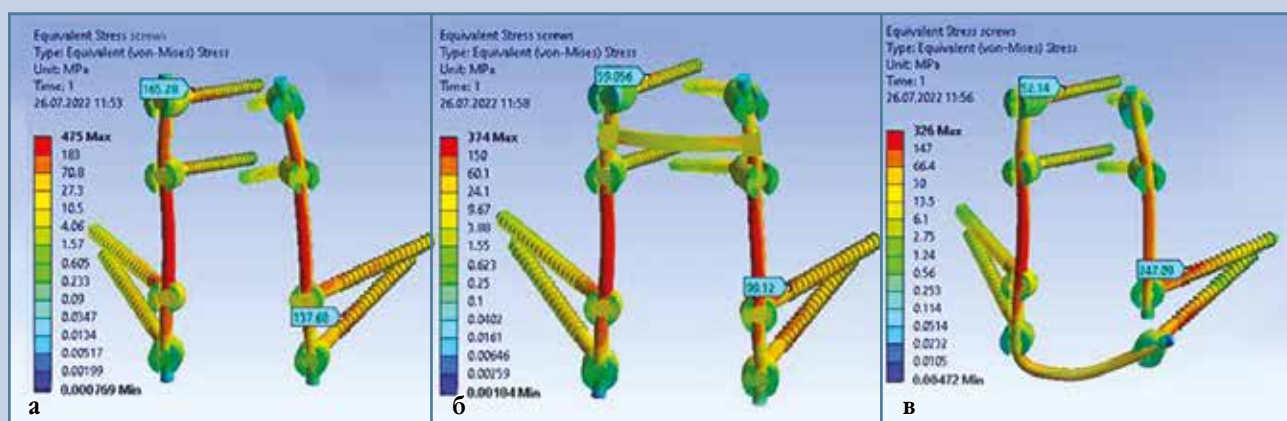


Рис. 6

Поле эквивалентных напряжений на имплантатах при наклоне вперед: а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

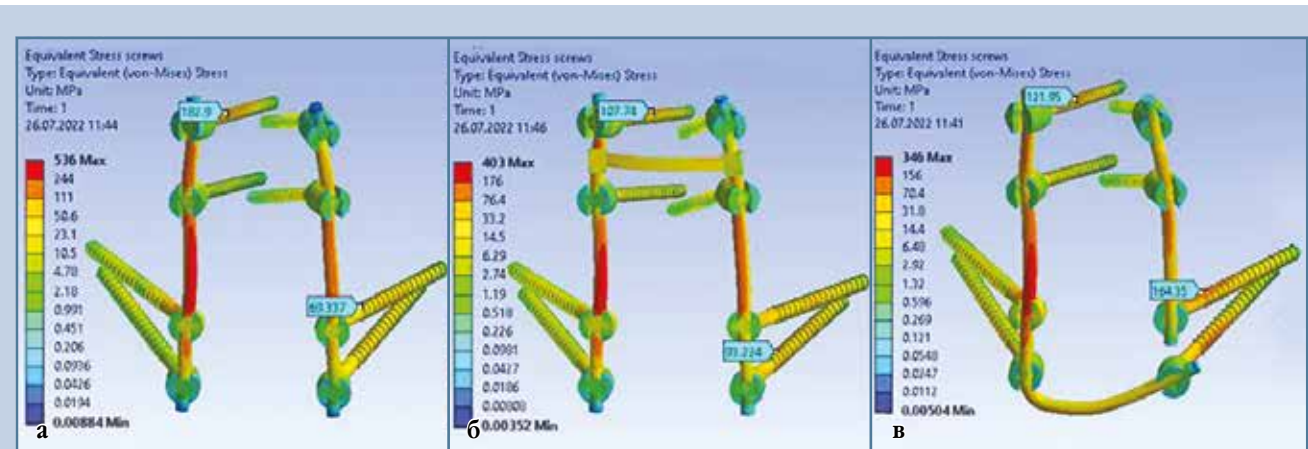


Рис. 7
 Поле эквивалентных напряжений на имплантатах при наклоне влево: **а** – вариант 1; **б** – вариант 2; **в** – вариант 3

Таблица 3

Максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах для трех вариантов фиксации, МПа

Варианты	Положение стоя	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот вокруг вертикальной оси
1	422	475	367	483	537	443
2	326	374	275	343	404	290
3	326	293	160	235	346	281

Таблица 4

Максимальные эквивалентные напряжения в губчатой кости отломков крестца для трех вариантов фиксации, МПа

Варианты	Положение стоя	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот вокруг вертикальной оси
1	11	12	11	11	12	8
2	11	11	10	12	9	7
3	10	10	7	11	14	8

Таблица 5

Максимальные эквивалентные напряжения в кортикальной кости отломков крестца для трех вариантов фиксации, МПа

Варианты	Положение стоя	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот вокруг вертикальной оси
1	82	104	58	81	82	77
2	82	105	58	81	83	79
3	71	96	45	70	72	70

рушить (табл. 4, 5). Следует отметить, что фиксация вариантами 2 и 3 позволила добиться более низких эквивалентных напряжений в имплантатах и костных тканях при всех рассмотренных вариантах нагружения.

Можно заключить, что варианты 2 и 3 с позиций биомеханики и применения биомеханических критериев оценки успешности фиксации являются оптимальными. В то же время вариант 3 является более предпочтительным, так как при его реализации обнаружены более низкие уровни эквивалентных напряжений в сравнении с вариантами 1 и 2.

Заключение

При анализе методом конечных элементов трех вариантов позвоночно-тазовой фиксации продольных переломов крестца выявлено, что двусторонняя позвоночно-тазовая конструкция с транспедикулярными винтами, установленными в L₄, L₅ позвонки, и тазовыми винтами, установленными в подвздошные кости через боковые массы S₂ по два с каждой стороны (L₄–S₂Alar), соединенными двумя параллельными стержнями (вариант 1), является наименее прочной в сравнении с остальными вариантами. При дополнении конструкции поперечным кон-

нектором между стержнями (вариант 2) прочность фиксации возрастает. Наиболее прочной показала себя конструкция L₄–S₂Alar с L-образным стержнем на стороне продольного перелома крестца (вариант 3).

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

Проведение исследования одобрено локальными этическими комитетами учреждений.

Все авторы внесли существенный вклад в проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

Литература/References

1. Beckmann N, Cai C. CT characteristics of traumatic sacral fractures in association with pelvic ring injuries: correlation using the Young-Burgess classification system. Emerg Radiol. 2017;24:255–262. DOI: 10.1007/s10140-016-1476-0.
2. Nonne D, Capone A, Sanna F, Busnelli L, Russo AL, Marongiu G, Dess G, Ferrelli A. Suicidal jumper's fracture – sacral fractures and spinopelvic instability: a case series. J Med Case Rep. 2018;12:186. DOI: 10.1186/s13256-018-1668-1.
3. Закиров Р.И., Ахтямов И.Ф. Хирургия нестабильных повреждений тазового кольца. Тенденции, проблемы и перспективы // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2021. Т. 28. № 4. С. 31–38. [Zakirov RI, Ahtyamov IF. Surgery of unstable pelvic ring injuries. Trends, issues and perspectives. N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics. 2021;28(4):31–38]. DOI: 10.17816/vto34523.
4. Донченко С.В., Слияков Л.Ю., Черняев А.В. Применение позвоночно-тазовой транспедикулярной фиксации при лечении нестабильных повреждений тазового кольца // Травматология и ортопедия России. 2013. № 4 (70). С. 67–74. [Donchenko SV, Slinyakov LYu, Chernyaev AV. Treatment of unstable Pelvic ring injuries with vertebropelvi transpedicular fixation. Traumatology and Orthopedics of Russia. 2013;(4):67–74]. DOI: 10.21823/2311-2905-2013-4-67-74.
5. Доль А.В., Иванов Д.В., Кажанов И.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Микитюк С.И., Петров А.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения односторонних переломов крестца // Российский журнал биомеханики. 2019. Т. 23. № 4. С. 537–548. [Dol AV, Ivanov DV, Kazhanov IV, Kirillova IV, Kossovich LYu, Mikityuk SI, Petrov AV. Biomechanical modeling of surgical reconstructive treatment variants of unilateral sacral fractures. Russian Journal of Biomechanics. 2019;23(4):537–548]. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.4.04.
6. Иванов Д.В. Биомеханическая поддержка решения врача при выборе варианта лечения на основе количественных критериев оценки успешности // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2022. Т. 22. № 1. С. 62–89. [Ivanov DV. Biomechanical support for the physician's decision when choosing a treatment option based on quantitative success criteria. Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics. 2022;22(1):62–89]. DOI: 10.18500/1816-9791-2022-22-1-62-89.
7. Joukar A, Shah A, Kiapour A, Vosoughi AS, Duhon B, Agarwal AK, Elgafy H, Ebraheim N, Goel VK. Sex specific sacroiliac joint biomechanics during standing upright: a finite element study. Spine. 2018;43:E1053–E1060. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002623.
8. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск, 2001. [Karlov AV, Shakhov VP. External Fixation Systems and Regulatory Mechanisms of Optimal Biomechanics. Tomsk, 2001].
9. Goldstein SA. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. J Biomech. 1987;20:1055–1061. DOI: 10.1016/0021-9290(87)90023-6.
10. Havaladar R, Pilli SC, Putti BB. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone. Adv Biomed Res. 2014;3:101. DOI: 10.4103/2277-9175.129375.
11. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg. 1999;57:700–706. DOI: 10.1016/s0278-2391(99)90437-8.
12. Titanium Alloys in Medical Applications [Электронный ресурс]. URL: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1794> (дата обращения: 26.07.2022). [Titanium Alloys in Medical Applications [Electronic resource]. URL: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1794> (access date 26.07.2022).]
13. ГОСТ Р 52857.1-2007 Сосуды и аппараты. Нормы и методы расчета на прочность. Общие требования. [GOST R 52857.1-2007. Vessels and apparatus. Norms and methods of strength calculation. General requirements].

Адрес для переписки:

Кулешов Александр Алексеевич
127299, Россия, Москва, ул. Приорова, 10,
Национальный медицинский исследовательский центр
травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова,
cito-spine@mail.ru

Статья поступила в редакцию 25.10.2022

Рецензирование пройдено 11.01.2023

Подписано в печать 16.01.2023

Address correspondence to:

Kuleshov Aleksandr Alekseyevich
National Medical Research Center for Traumatology and Orthopedics
n.a. N.N. Priorov,
10 Priorova str., Moscow 127299, Russia,
cito-spine@mail.ru

Received 25.10.2022

Review completed 11.01.2023

Passed for printing 16.01.2023

Александр Алексеевич Кулешов, д-р мед. наук, заведующий отделением вертебологии, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Россия, 127299, Москва, ул. Приорова, 10, ORCID: 0000-0002-9526-8274, cito-spine@mail.ru;

Николай Александрович Аганесов, врач-травматолог-ортопед, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Россия, 127299, Москва, ул. Приорова, 10, ORCID: 0000-0001-5383-6862, kolyanzer@yandex.ru;

Марчел Степанович Ветрилэ, канд. мед. наук, врач-травматолог-ортопед, заместитель директора по научной работе, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Россия, 127299, Москва, ул. Приорова, 10, ORCID: 0000-0001-6689-5220, vetrilams@cito-priorov.ru;

Александр Викторович Доль, канд. физ.-мат. наук, доцент, ведущий инженер отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении, Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, ORCID: 0000-0001-5842-1615, dolav@avdol.ru;

Игорь Николаевич Лисянский, канд. мед. наук, врач-травматолог-ортопед, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Россия, 127299, Москва, ул. Приорова, 10, ORCID: 0000-0002-2479-4381, lisigornik@list.ru;

Сергей Николаевич Макаров, канд. мед. наук, врач-травматолог-ортопед, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Россия, 127299, Москва, ул. Приорова, 10, ORCID: 0000-0003-0406-1997, moscow.makarov@gmail.com.

Aleksandr Alekseyevich Kuleshov, DMSc, trauma orthopedist, head of Vertebrology Department, National Medical Research Center for Traumatology and Orthopedics n.a. N.N. Priorov, 10 Priorova str., Moscow, 127299, Russia, ORCID: 0000-0002-9526-8274, cito-spine@mail.ru;

Nikolay Aleksandrovich Aganegov, trauma orthopedist, National Medical Research Center for Traumatology and Orthopedics n.a. N.N. Priorov, 10 Priorova str., Moscow, 127299, Russia, ORCID: 0000-0001-5383-6862, kolyanzer@yandex.ru;

Marchel Stepanovich Vetrile, MD, PhD, trauma orthopedist, deputy director for science, National Medical Research Center for Traumatology and Orthopedics n.a. N.N. Priorov, 10 Priorova str., Moscow, 127299, Russia, ORCID: 0000-0001-6689-5220, vetrilams@cito-priorov.ru;

Aleksandr Viktorovich Dol, PhD in Mathematics and Physics, assistant professor, leading engineer of the Department of Computer Modeling in Biomedicine and Materials Science, Saratov National Research State University n.a. N.G. Chernyshevsky, 80 Astrakbanskaya str., Saratov, 410012, Russia, ORCID: 0000-0001-5842-1615, dolav@avdol.ru;

Igor Nikolayevich Lisyansky, MD, PhD, trauma orthopedist, National Medical Research Center for Traumatology and Orthopedics n.a. N.N. Priorov, 10 Priorova str., Moscow, 127299, Russia, ORCID: 0000-0002-2479-4381, lisigornik@list.ru;

Sergey Nikolayevich Makarov, MD, PhD, trauma orthopedist, National Medical Research Center for Traumatology and Orthopedics n.a. N.N. Priorov, 10 Priorova str., Moscow, 127299, Russia, ORCID: 0000-0003-0406-1997, moscow.makarov@gmail.com.