

АНАЛИЗ СТАБИЛИЗАЦИИ СИСТЕМЫ «АППАРАТ НАРУЖНОЙ ФИКСАЦИИ – ТАЗ» ПРИ МОДЕЛИРОВАННЫХ ПОПЕРЕЧНЫХ ЧРЕЗВЕРТЛУЖНЫХ ПОВРЕЖДЕНИЯХ ТАЗА ТИПА 62 В1.2/3 ПО КЛАССИФИКАЦИИ АО/ASIF

Виноградов В.Г.¹, Комогорцев И.Е.¹, Мелкоступов А.А.¹, Ангарская Е.Г.¹, Ильин А.А.², Печенюк Г.В.²

¹ФГБОУ ВО «Иркутский государственный медицинский университет» Минздрава России, Иркутск, e-mail: traumairk@yandex.ru;

²ОГБУЗ «Иркутская городская клиническая больница № 3», Иркутск

Определить стабильность системы «аппарат наружной фиксации – таз» при компьютерном моделировании поперечных чрезвертлужных переломов таза типа 62 В1.2/3, по классификации АО/ASIF, разработанной для компьютерной программы MSC Nastran. Исследование проводилось на конечно-элементной модели системы «аппарат наружной фиксации – таз», разработанной для программного комплекса MSC Nastran. Муляж для программного комплекса разработан на основе макропрепарата костей таза взрослого человека, зафиксированного аппаратом наружной фиксации (АНФ) с учетом реальной формы и размеров. Исследование системы «аппарат наружной фиксации - таз» показало, что при поперечных чрезвертлужных переломах таза с нагрузкой 900 Н смещение костных фрагментов в контрольных точках 739-740 составляет 1,32 мм. Высокая стабильность костных отломков обеспечивалась симметричным установлением стержней в вертикальные ветви лонных костей, в гребни подвздошных костей и тел подвздошных костей. Поочередное удаление стержней из гребней подвздошных костей, а также изменение наклона стержней по часовой стрелке или против часовой стрелки не влекли за собой уменьшение жёсткости фиксации костных отломков. Комплексное введение стержней аппарата наружной фиксации обеспечивает высокую стабильность костных фрагментов, а при устранении вертикальной нагрузки на тело крестцового позвонка значительно увеличивается смещение по осям Y и Z. Сохранение стержня, расположенного ближе к месту перелома в гребне подвздошной кости, незначительно снижает смещение костных фрагментов. Поочередное удаление st. 1 и st. 2 со стороны перелома вертлужной впадины, а также изменение наклона стержней по часовой или против часовой стрелки не несет за собой значительного снижения стабильности костных фрагментов. При моделировании поперечных чрезвертлужных повреждений таза типа 62 в 1. 2/3 по классификации АО/ASIF система «аппарат наружной фиксации – таз» обеспечивает надежную стабильность костных фрагментов при нагрузке до 900 Н.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, чрезвертлужные переломы, аппараты наружной фиксации.

ANALYSIS OF THE STABILIZATION OF THE SYSTEM "EXTERNAL FIXATION - PELVIS" IN SIMULATED TRANSVERSAL INJURIES OF THE PELVIC TYPE 62 V1.2/3 ACCORDING TO THE AO/ASIF CLASSIFICATION

Vinogradov V.G.¹, Komogortsev I.E.¹, Melkostupov A.A.¹, Angarskaya E.G.¹, Ilin A.A.², Pechenuk G.V.²

¹Federal State Budget Educational Institution of Higher Education "Irkutsk State Medical University" of the Ministry of Health of the Russian Federation, Irkutsk, e-mail: traumairk@yandex.ru;

²Regional State Budgetary Institution of Health "Irkutsk City Clinical Hospital № 3", Irkutsk

To determine the stability of the "external fixation device - pelvis" system in computer simulation of transverse acetabular fractures of the pelvis type 62 B1.2/3 according to the AO/ASIF classification developed for the MSC Nastran computer program. The study was conducted on a finite element model of the system "external fixation device - pelvis", developed for the MSC Nastran software package. The model for the software package was developed on the basis of a macropreparation of the pelvic bones of an adult, fixed with an external fixation device (EFD), taking into account the real shape and size. Examination of the "external fixation device - pelvis" system in case of transverse transacetabular fractures of the pelvis with a load of 900N, the displacement of bone fragments at control points 739-740 is 1.32 mm. The high stability of the bone fragments was ensured by the symmetrical placement of the rods in the vertical branches of the pubic bones, in the crests of the iliac bones and the bodies of the iliac bones. Alternate removal of the rods from the iliac crests, as well as changing the inclination of the rods clockwise or counterclockwise, did not lead to a decrease in the rigidity of fixation of bone fragments. Integrated insertion of external fixation rods ensures high stability of bone fragments, and when the vertical load on the body of the sacral vertebrae is eliminated, the displacement along the Y and Z axes significantly increases. Keeping the rod located closer to the fracture site in the iliac crest slightly reduces the

displacement of bone fragments. Sequential removal of st. 1 and st. 2 on the side of the fracture of the acetabulum, as well as changing the inclination of the rods clockwise or counterclockwise does not lead to a significant decrease in the stability of bone fragments. When modeling transverse transacetabular injuries of the pelvis of type 62 in 1. 2/3 according to the AO/ASIF classification, the system "external fixation device - pelvis" provides reliable stability of bone fragments under a load of up to 900N.

Keywords: computer simulation, transacetabular fractures, external fixation devices.

В настоящее время травмы таза составляют 2–8% от всех повреждений опорно-двигательной системы и являются наиболее тяжелыми повреждениями [1; 2], что влечет за собой серьезные социальные и медицинские проблемы в обществе [3-6]. По данным скандинавских исследователей, в последние годы наблюдается прирост повреждений таза [7]. В России число повреждений таза колеблется от 20 до 37 пострадавших в год на 100 000 населения и основная масса повреждений таза, около 80%, приходится на людей трудоспособного возраста [8; 9].

Наиболее приемлемым методом лечения пострадавших с повреждениями таза является металлоостеосинтез аппаратом наружной фиксации (АНФ), являющимся одним из элементов противошоковых мероприятий, особенно у пострадавших с политравмой.

Компьютерное моделирование позволяет воссоздать сложные геометрические модели таза и перенести это в клиническую практику. Системный подход к биомеханике АНФ рассмотрен в работах ряда авторов [10].

За прошедшие годы появилось много работ, касающихся компьютерного моделирования АНФ для лечения повреждений костей конечностей [11-13] и костей таза для оценки внутренней и внешней фиксации биомеханических параметров таза.

При всем этом на данный момент времени недостаточно изучены возможности стабилизации костных фрагментов АНФ при лечении чрезвертлужных переломов с минимально необходимым количеством элементов аппарата.

Цель исследования: определить стабильность системы «аппарат наружной фиксации – таз» при компьютерном моделировании поперечных чрезвертлужных переломов таза типа 62 B1.2/3, по классификации AO/ASIF, разработанной для компьютерной программы MSC Nastran.

Материалы и методы исследования. Исследование проводилось на конечно-элементной модели системы «аппарат наружной фиксации – таз», разработанной для программного комплекса MSC Nastran (рис. 1). Муляж для программного комплекса разработан на основе макропрепарата костей таза взрослого человека, зафиксированного аппаратом наружной фиксации (АНФ) с учетом реальной формы и размеров.

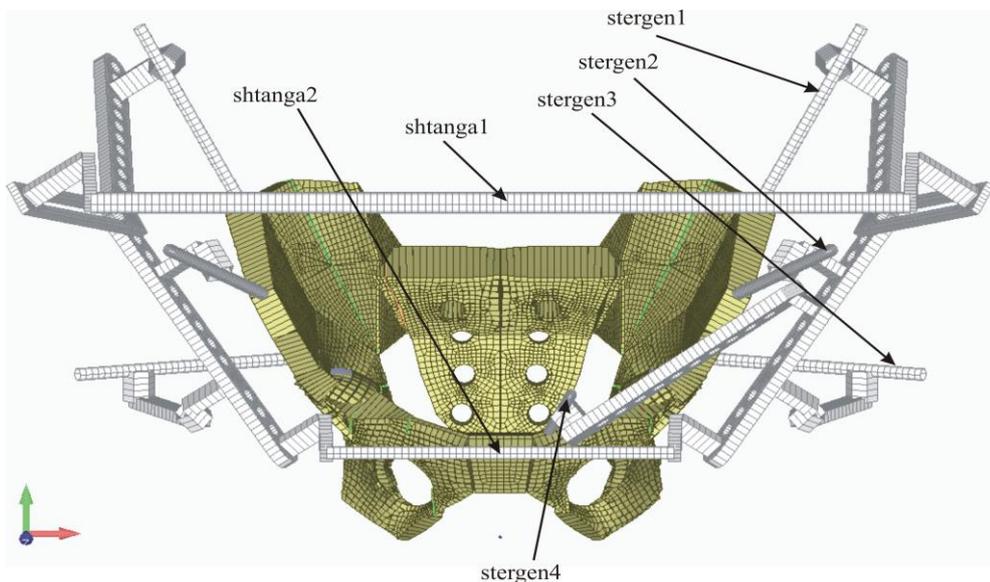


Рис. 1. Обозначение элементов АНФ

Конечные элементы (КЭ): линейные, для описания стержневых элементов АНФ; плоские с постоянной толщиной для описания секторов; плоские с переменной толщиной для описания костных структур.

В моделях все соединения были абсолютно жесткими (стержневые элементы в костной ткани и металлические элементы конструкции между собой). Места переломов обеспечивались свободным смещением. Материалом аппарата наружной фиксации выступала сталь с модулем упругости $E = 200000 \text{ МПа}$. Материал костной ткани был абсолютно упругим, изотропным и однородным с модулем упругости $E = 20000 \text{ МПа}$.

Моделирование перелома вертлужной впадины осуществлялось при помощи удаления выделенных для этой цели конечных элементов и создания разрыва в конечно-элементной сетке (рис. 2).

При дислокации костных отломков в месте переломов предполагалось свободное смещение костных отломков между узлами 739 - 740 (рис. 2), точки которых расположены с разных сторон от линии перелома.

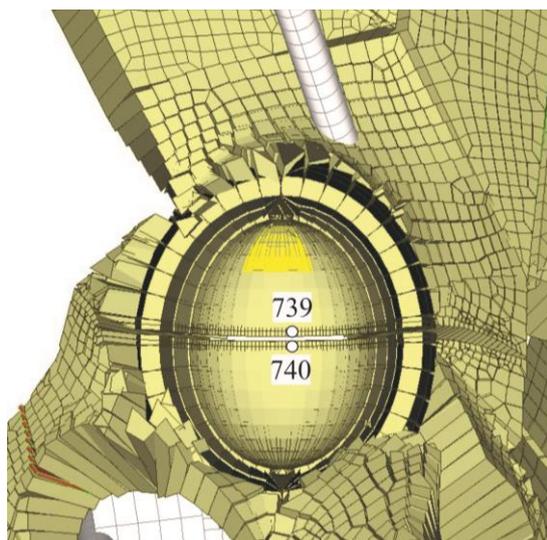


Рис. 2. Модель формирования чрезвертлужного перелома таза

Осуществление нагрузки на модель обеспечивалось по оси позвоночника в кранио-каудальном направлении (F_1) с силой 500 Н, приложенной к плоскости верхней суставной поверхности тела первого крестцового позвонка. В следующей точке воздействия со стороны вертлужной впадины (F_2) обеспечивалась нагрузка 400 Н снизу вверх в каудально-краниальном направлении. Вся модель была закреплена со стороны противоположного тазобедренного сустава (рис. 3).

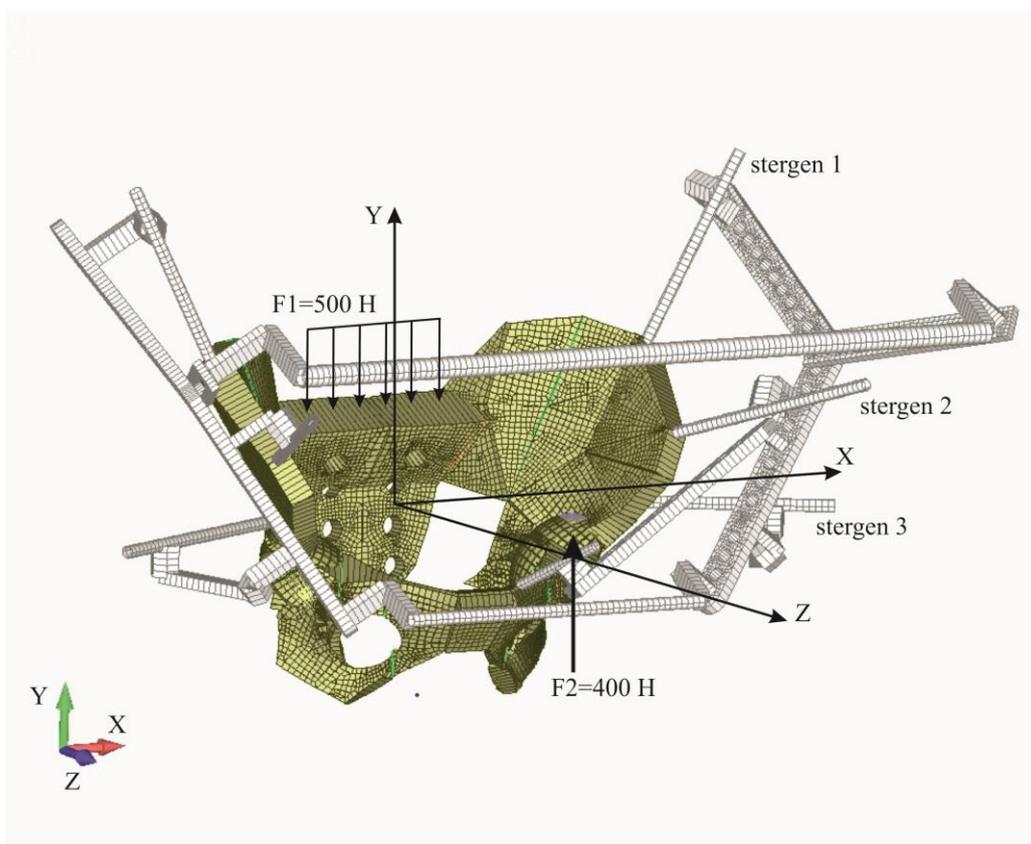


Рис. 3. Нагрузка на модель и оси смещения костных фрагментов

Проведен анализ дислокации костных отломков в узле 739 - 740 по осям X, Y, Z и полное пространственное смещение (рис. 3). Ориентация осей: горизонтальное направление – ось X, вертикальное направление - ось Y, фронтальное направление - ось Z, с последующим определением полного смещения.

С определением полного смещения костных фрагментов система «аппарат наружной фиксации – таз» позволяет оценить влияние отдельных элементов на общую стабильность системы.

Условные обозначения действий эксперимента:

0-0-0-s: стержни 1, 2, 3 расположены (S) симметрично с обеих сторон (рис. 1);

0 (1) – st. 1, установка стержней вертикально в плоскости крыла подвздошной кости, ближе к задней верхней ости подвздошной кости;

0 (2) - st. 2, установка стержней вертикально в плоскости крыла подвздошной кости ближе к передней верхней ости подвздошной кости;

0 (3) – st. 3, установка третьего стержня в надвертлужной области горизонтально;

S - симметрия установки стержней (правая и левая подсистема АНФ);

нагрузка сверху (F1) – вниз на суставную плоскость тела 1 крестца – 500 Н и снизу – вверх (F2) на крышу вертлужной впадины – 400 Н (рис. 3).

Результаты исследования и их обсуждение. При анализе полученных данных компьютерного моделирования (рис. 4, 5) необходимо отметить, что при формировании АНФ с введением стержней вертикально в крылья подвздошных костей (st. 1, st. 2), горизонтально в тело подвздошной кости (st. 3), в горизонтальную ветвь лобковой кости симметрично с обеих сторон (st. 4). Нагрузка сверху – вниз (F1) на суставную плоскость тела 1 крестца – 500 Н и снизу – вверх (F2) на крышу вертлужной впадины изнутри - 400 Н. Дислокация костных отломков фиксировалась в контрольном узле 739 – 740, по оси X составило 0,24 мм, по оси Y – 1,05 мм и по оси Z – 0,75 мм, а полное смещение составило 1,32 мм.

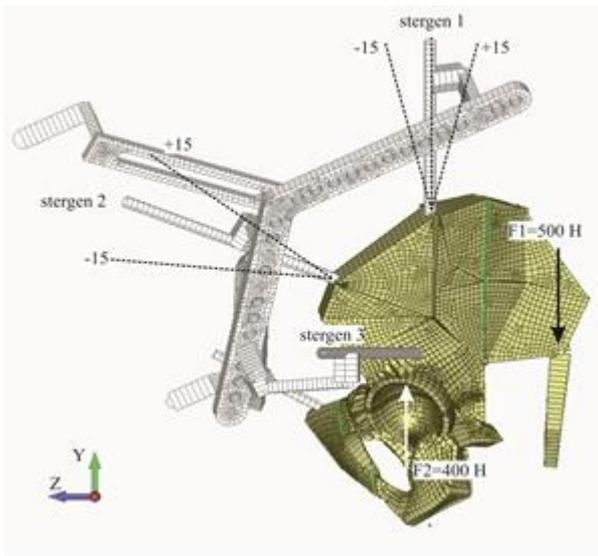


Рис. 4. Схема изменения наклона стержней и их поочередное удаление

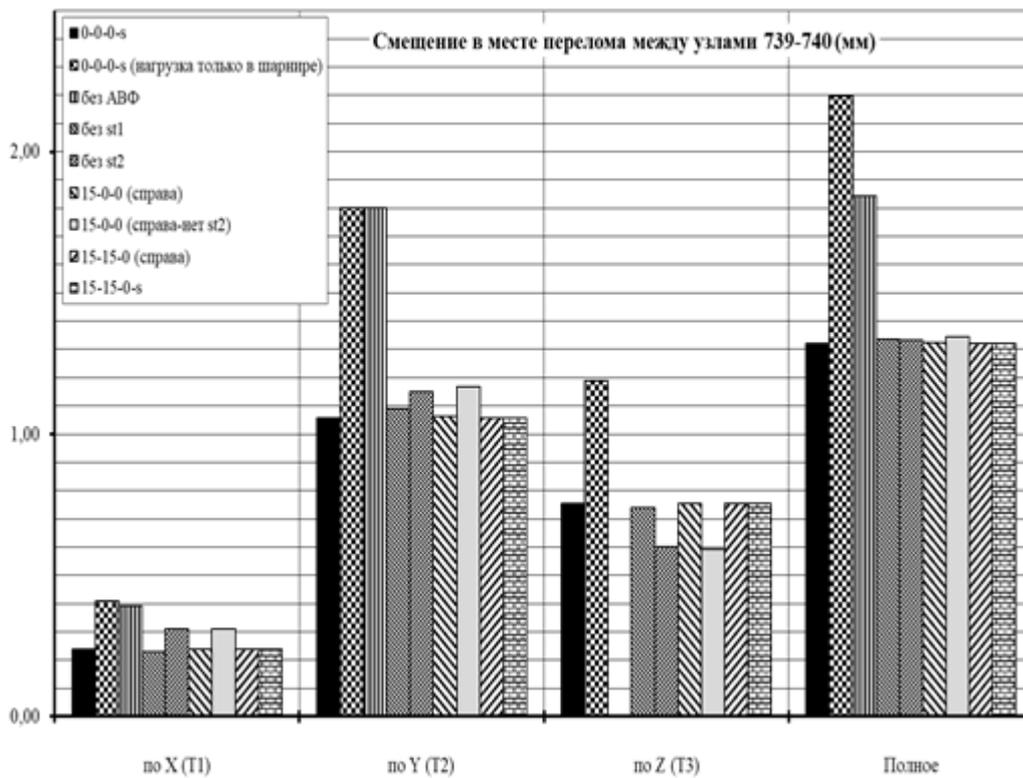


Рис. 5. Диаграмма смещений в месте перелома

При устранении вертикальной нагрузки (F1) на тело I крестцового позвонка в кранио-каудальном направлении (500 Н) с сохранением нагрузки со стороны вертлужной впадины (F2) дислокация в контрольном узле 739 – 740 по оси X увеличивается с 0,25 до 0,4 мм, что в два раза превышает значение при полной нагрузке в 900 Н. Смещение по оси Y с 1,05 мм

до 1,8 мм, по оси Z с 0,75 мм при полной компоновке аппарата до 1,2 мм. Полное смещение увеличивается на 0,88 мм и составляет 2,2 мм.

При проведении исследования без фиксации перелома АНФ смещение в контрольном узле 739 – 740 по оси X составляет 0,41 мм, что в два раза превышает вариант при полной нагрузке в 900 Н. Смещение по оси Y – 1,8 мм, что соответствует смещению костных фрагментов при отсутствии вертикальной нагрузки в 500 Н, а по оси Z возможно смещение до бесконечности. Полное смещение составило 1,85 мм.

Системы «аппарат наружной фиксации – таз»

При формировании системы «аппарат наружной фиксации – таз» с введением стержней в крыльях подвздошных костей, но без st. 1 справа (сторона перелома вертлужной впадины), смещение в контрольном узле 739 – 740 по оси X составило 0,25 мм, смещение по оси Y – 1,1 мм, а по оси Z – 0,75 мм. Полное смещение в этом эксперименте 1,31 мм, что соответствует деформациям стандартного остеосинтеза.

При формировании системы «аппарат наружной фиксации – таз» со стандартным введением стержней, но без стержня st. 2 смещение в контрольном узле 739 – 740 по оси X составило 0,3 мм, смещение по оси Y – 1,15 мм, а по оси Z – 0,6 мм. Полное смещение в этом эксперименте составило 1,31 мм.

При формировании системы «аппарат наружной фиксации – таз» с введением стержней в крыльях подвздошных костей st. 1 и st. 2, st. 3 в тело подвздошной кости, только стержень справа st. 1 имеет отклонение по часовой стрелке +15 градусов, стержень st. 4 в вертикальную ветвь лобковой кости. S - симметрия с нагрузкой кранио-каудально на плоскость тела I крестцового позвонка – 500 Н и снизу вверх на крышу вертлужной впадины – 400 Н. Смещение в контрольном узле 739 – 740 по оси X составило 0,23 мм, смещение по оси Y – 1,05 мм, а по оси Z – 0,75 мм. Полное смещение в этом эксперименте составило 1,3 мм, что соответствует значениям смещения первоначальных измерений.

При формировании системы «аппарат наружной фиксации – таз» с введением стержней в крыльях подвздошных костей st. 1 и удалением st. 2 (только справа). Стержень st. 3 введен в тело подвздошной кости, при этом стержень справа st. 1 имеет отклонение по часовой стрелке +15 градусов, стержень st. 4 в вертикальную ветвь лобковой кости. S - симметрия с нагрузкой в направлении кранио-каудальном на плоскость тела I крестцового позвонка – 500 Н и снизу вверх на крышу вертлужной впадины – 400 Н. Смещение в контрольном узле 739 – 740 по оси X составило 0,3 мм, смещение по оси Y – 1,15 мм, а по оси Z – 0,6 мм. Полное смещение в этом эксперименте 1,3 мм.

При формировании системы «аппарат наружной фиксации – таз» с введением стержней в крыльях подвздошных костей st. 1 и st. 2, тело подвздошной кости, при этом

стержень 1 – наклон +15 по часовой стрелке, а стержень 2 – наклон -15 (только справа), стержень st. 3 вертикальная ветвь лонной кости st. 4. S - симметрия с нагрузкой в кранио-каудальном направлении на плоскость тела I крестцового позвонка – 500 Н и снизу вверх на крышу вертлужной впадины – 400 Н. Смещение в контрольном узле 739 – 740 по оси X получено 0,25 мм, смещение по оси Y – 1,05 мм, а по оси Z – 0,75 мм. Полное смещение в этом эксперименте составило 1,31 мм.

При формировании системы «аппарат наружной фиксации – таз» с введением стержней в крыльях подвздошных костей st. 1 и st. 2 в тело подвздошной кости, при этом стержень 1 – наклон +15; стержень 2 – наклон -15 (справа и слева), стержень st. 3 вертикальная ветвь лобковой кости st. 4 с удалением st. 1 справа. S – симметрия, с нагрузкой в кранио-каудальном направлении на плоскость тела I крестцового позвонка – 500 Н и снизу вверх на крышу вертлужной впадины – 400 Н. Смещение в контрольном узле 739 – 740 по оси X получено 0,25 мм, смещение по оси Y – 1,05 мм, а по оси Z – 0,75 мм. Полное смещение в этом эксперименте составило 1,31 мм.

Система «аппарат наружной фиксации – таз» обеспечивает высокую стабильность костных фрагментов, а при устранении вертикальной нагрузки на тело крестцового позвонка значительно увеличивается смещение по осям Y и Z.

Сохранение стержня, расположенного ближе к месту перелома в гребне подвздошной кости, незначительно снижает смещение костных фрагментов по осям X, Y и Z, при этом полное смещение остается на первоначальном уровне системы «аппарат наружной фиксации – таз».

При поочередном удалении st. 1 и st. 2 со стороны перелома вертлужной впадины, а также изменении наклона стержней по часовой или против часовой стрелки не происходит значительного снижения стабильности костных фрагментов при поперечных чрезвертлужных переломах костей таза АНФ.

Заключение. Математическое моделирование поперечных чрезвертлужных переломов типа 62 В 1.1, 1.3 с использованием КЭ модели системы «аппарат внешней фиксации – таз» показало, что при полной осевой нагрузке в 900 Н обеспечивается минимальная подвижность костных фрагментов в месте перелома. Поочередное удаление стержней из гребней подвздошных костей или изменение углов введения стержней в гребнях подвздошных костей не приводит к повышению подвижности костных отломков.

Список литературы

1. Holstein J.H., Stuby F.M., Herath S.C., Culemann U., Aghayev E., Pohlemann T. Einfluss

des Beckenregisters der DGU auf die Versorgung von Beckenringfrakturen // *Der Unfallchirurg*. 2016. Vol. 119. № 6. P. 475-481.

2. Бондаренко А.В., Герасимова О.А., Лукьянов В.В., Тимофеев В.В., Круглыхин И.В. Состав, структура повреждений, летальность и особенности оказания помощи у пострадавших на этапах лечения политравмы // *Политравма*. 2014. Т. 1. С. 15-22.

3. Giuseppe Rovere, Andrea Perna, Luigi Meccariello, Domenico De Mauro, Alessandro Smimmo, Luca Proietti, Francesco Falez, Giulio Maccauro, Francesco Liuzza *Epidemiology and aetiology of male and female sexual dysfunctions related to pelvic ring injuries: a systematic review // International Orthopaedics*. 2021. Vol. 45. № 10. P. 2687-2697.

4. El-Assmy A., Harraz A.M., Benhassan M., Nabeeh A., Ibrahiem E.H. Erectile function after anastomotic urethroplasty for pelvic fracture urethral injuries // *International Journal of Impotence Research*. 2016. Vol. 28. № 4. P. 139-142.

5. Чегуров О.К., Менщиков И.Н. Лечение повреждений вертлужной впадины и их последствий (обзор литературы) // *Гений ортопедии*. 2018. Т. 24. № 1. С. 95-101.

6. Pizanis A., Pohlemann T., Burkhardt M., Aghayev E., Holstein J.H. Emergency stabilization of the pelvic ring: clinical comparison between three different techniques // *Injury*. 2013. Vol. 44. № 12. P. 1760-1764.

7. Lundin N., Huttunen T.T., Enocson A., Marcano A.I., Felländer-Tsai L., Berg H.E. Epidemiology and mortality of pelvic and femur fractures—a nationwide register study of 417,840 fractures in Sweden across 16 years: diverging trends for potentially // *Taylor & Francis*. 2021. Vol. 92. № 3. P. 323.

8. Бондаренко А.В., Круглыхин И.В., Плотников И.А., Талашкевич М.Н., Войтенко А.Н., Туева Г.А. Внешняя фиксация как основной и окончательный метод лечения повреждений тазового кольца при политравме // *Политравма*. 2018. № 2. С. 41-50.

9. Кажанов И.В., Микитюк С.И., Колчанов Е.А., Петров А.В. Структура, особенности и характер сочетанных травм таза у пострадавших в травмоцентре I уровня Санкт-Петербургской агломерации // *Медико-биологические и социально-психологические проблемы безопасности в чрезвычайных ситуациях*. 2019. № 2. С. 25-38.

10. Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Красовский А.Ю., Ангарская Е.Г. Математический анализ стабилизации костных фрагментов аппаратом внешней фиксации при лечении односторонних ротационно-нестабильных повреждений таза типа ВПО классификации АО/ASIF // *Сибирский медицинский журнал (Иркутск)*. 2014. Т. 125. № 2. С. 51-54.

11. Ямщиков О.Н. Компьютерное моделирование в травматологии и ортопедии (обзор литературы) // *Вестник российских университетов. Математика*. 2014. Т. 19. № 6. С. 1974-1979.

12. Васюк В.Л. Математическое моделирование вариантов остеосинтеза переломов дистального метаэпифиза большеберцовой кости типа С1 // Травма. 2019. Т. 20. № 1. С. 28-37.
13. Климовицкий В.Г. Анализ напряженно-деформированного состояния большеберцовой кости при ее остеосинтезе с использованием различных фиксирующих устройств // Политравма. 2013. № 3. С. 37-42.