

ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

УДК 616.711-007.55-089.12-07

Л.А. Бублик, А.Н. Лихолетов, Я.Е. Бейгельзимер, Р.Ю. Кулагин

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЙ МОДЕЛИ ФРАГМЕНТА ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА ПРИ СОЧЕТАННОМ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНЫХ ИМПЛАНТОВ И ВЕРТЕБРОПЛАСТИКИ

НИИ травматологии и ортопедии Донецкого Национального медицинского университета им. М. Горького, ККЛПУОЗ «Областная травматологическая больница», Донецкий физико-технический институт им А.А. Галкина НАН Украины, г. Донецк, Украина

В статье приведены результаты анализа напряженно-деформированного состояния во фрагменте позвоночного столба при помощи метода конечных элементов в неповрежденном позвоночно-двигательном сегменте, при транспедикулярной стабилизации в случае травматического повреждения одного тела позвонка, а также при сочетанном использовании транспедикулярного спондиллодеза и вертебропластики, при различных вариантах нагрузки. Показана высокая эффективность совместного использования транспедикулярных конструкций и вертебропластики, проявляемая в значительном снижении напряжений в здоровых позвонках, используемых для крепления фиксирующих винтов, а также снижении напряжений в имплантируемой металлоконструкции. Такая биометрическая система позволяет решить ряд важных задач, связанных с дальнейшим усовершенствованием транспедикулярных конструкций и протезируемых материалов.

Ключевые слова: *напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов, транспедикулярный спондиллодез, вертебропластика*

Введение

В настоящее время наиболее достоверным и научно-обоснованным методом изучения напряженно-деформированного состояния (НДС) в области биомеханики позвоночника является метод конечных элементов (МКЭ). С помощью математических моделей в специализированных пакетах, основанных на МКЭ возможны оценки НДС элементов позвоночного столба в различных состояниях (переломы, травмы, смещения и т.д.), при функциональных нагрузках, при анализе использования различных методов восстановления травм, с возможностью варьирования свойств тканей исследуемых элементов и многих других значимых факторов [1-13]. В целом такие биомеханические модели могут быть использованы как направление выбора оптимальной фиксирующей конструкции, вариантов их крепления к позвоночному столбу, различных технологий оперативного приема, так и в более частном: прочностные расчеты, кинематический анализ и т.д.. Для количественно достоверных оценок НДС конкретного случая необходимо выполнять построение геометрической модели по результатам рентгенограммы или томографии и рассматривать наиболее реальные возможные нагрузки на определенный фрагмент позвоночника. Для фундаментальных исследований и качественных оценок НДС используются общепринятые варианты нагрузки [3, 4], а также усредненные геометрические размеры, применяемые для построения 3D модели позвонка.

Целью данного исследования является анализ НДС во фрагменте позвоночного столба при сочетан-

ном использовании транспедикулярного спондиллодеза и вертебропластики при различных вариантах нагрузки.

Материал и методы

Геометрическая модель позвонка создана по усредненным значениям результатов компьютерных топограмм позвонков L1-L3, 27 пациентов мужского пола в возрасте 30-40 лет. Между соседними позвонками располагали упругие элементы с поперечным сечением эквидистантным контуру поперечного сечения тела позвонка, которые моделировали межпозвоночные диски. Между суставными отростками при расчетах были использованы упругие призматические элементы, которые моделировали наличие суставных хрящей. Также применялись нитевидные упругие элементы, моделирующие действие задней и передней продольных связок, а также желтой, межжостистой и суставных связок (рисунок 1-а). Для моделирования позвонка с переломом использована конструкция (рисунок 1-б), предложенная и опробованная в исследовании [9].

Для транспедикулярной фиксации использовали конструкцию (рисунок 1-в), состоящую из заднего фиксирующего стержня диаметром 7 мм, и двух транспедикулярных винтов диаметрами 5 мм. Для анализа НДС во фрагменте позвоночного столба при сочетанном использовании транспедикулярного спондиллодеза и вертебропластики использована модель, представленная на рисунке 1-г.

Для всех компонентов разработанной конечно-элементной (КЭ) модели материалы приняли однородными и изотропными. В качестве модели материалов использовали закон Гука.

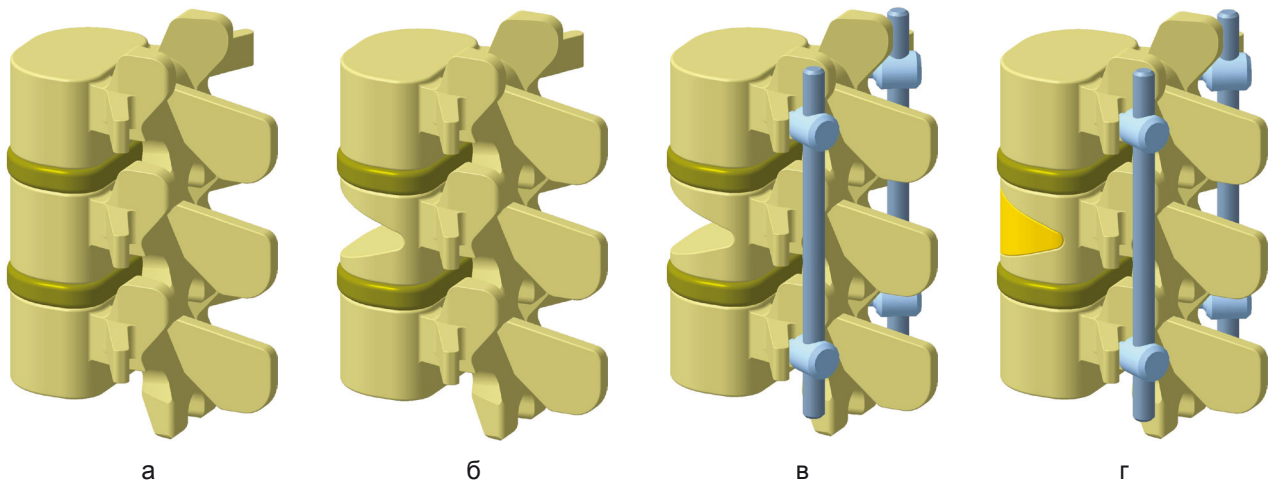


Рисунок 1.
Схемы вариантов расчета НДС.

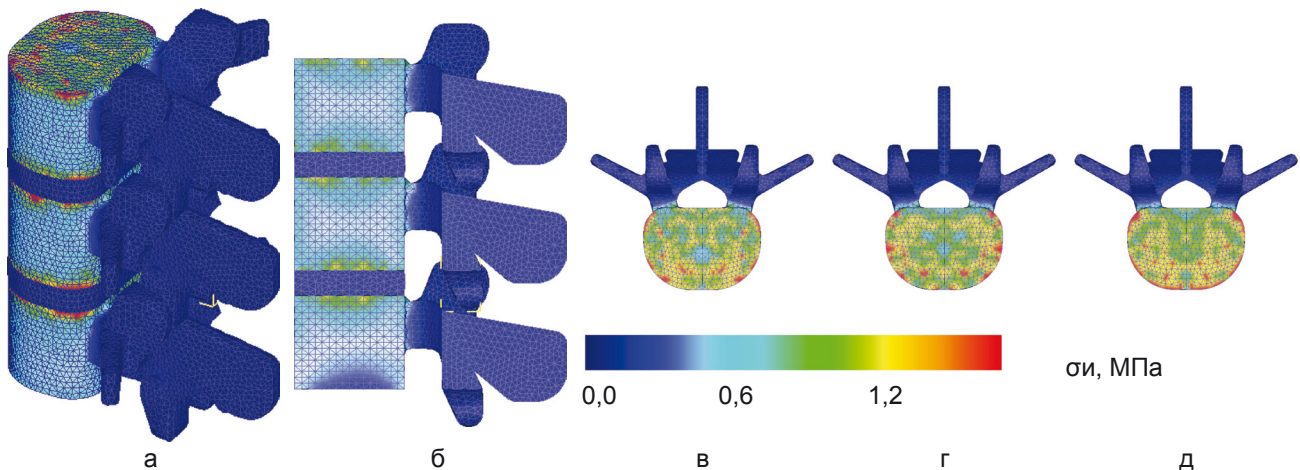


Рисунок 2.
Распределение интенсивности напряжений в модели здорового фрагмента позвоночника:
а – изометрия, б – разрез, в-г – вид сверху на позвонки при рассмотрении сверху вниз.

Исследования механических характеристик биологических тканей представленные в работах [14-15], показывают существенный разброс исследуемых величин, оцениваемый в разы между значениями соответствующих величин для одного человека, и на порядки при сравнении всего возможного диапазона варьирования. Исходя из этого, при моделировании, использованы усредненные значения механических характеристик элементов исследуемой КЭ модели позвоночника, импланта и костного цемента [16], которые приведены в таблице 1.

Таблица 1.

Механические свойства материалов

Материал	Модуль Юнга, E (МПа)	Коэффициент Пуассона ν
Кортикальная кость	10 000	0,3
Губчатая кость	500	0,2
Суставной хрящ	10	0,5
Межпозвоночный диск	5	0,5
Связки	20	0,3
Имплант	110 000	0,3
Костный цемент	3500	0,3

Результаты и обсуждение

Результаты расчета модели здорового фрагмента использовались в качестве базового уровня напряженного состояния для сравнения с другими вариантами (рисунок 2), а также для проверки достоверности полученных результатов. Анализ распределения интенсивности напряжений показывает, что при вертикальном положении туловища основная нагрузка приходится на переднюю часть позвоночного столба, то есть на тело позвонков. Для фрагмента позвоночного столба, состоящего из трех позвонков, распределение интенсивности напряжений идентичное для каждого позвонка. Напряженное состояние характеризуется высокой степенью однородности распределения напряжений и составляет порядка $0,7 \div 0,9$ МПа, лишь в области контакта тела позвонка с межпозвоночными дисками наблюдается незначительный рост до значений $1,0 \div 1,2$ МПа.

Наличие полости в поврежденном позвонке приводит к значительному росту напряжений в теле позвонка, также наблюдается рост напряжений в корнях дуг позвонков (рисунок 3).

Из расчета восстановления перелома позвонка методом транспедикулярной фиксации (рисунок 4)

следует, что при выбранном методе восстановления перелома происходит существенное перераспределение напряжений, характерное для всех вариантов положения туловища.

В модели позвонка с переломом уровень интенсивности напряжений в теле снижается до значений

соответствующих $1 \div 2$ МПа. При этом максимальная интенсивность напряжений наблюдается в здоровых позвонках выше и ниже позвонка с переломом в области ввинчивания транспедикулярных винтов, где величина напряжений составляет $30 \div 40$ МПа в кортикальной кости.

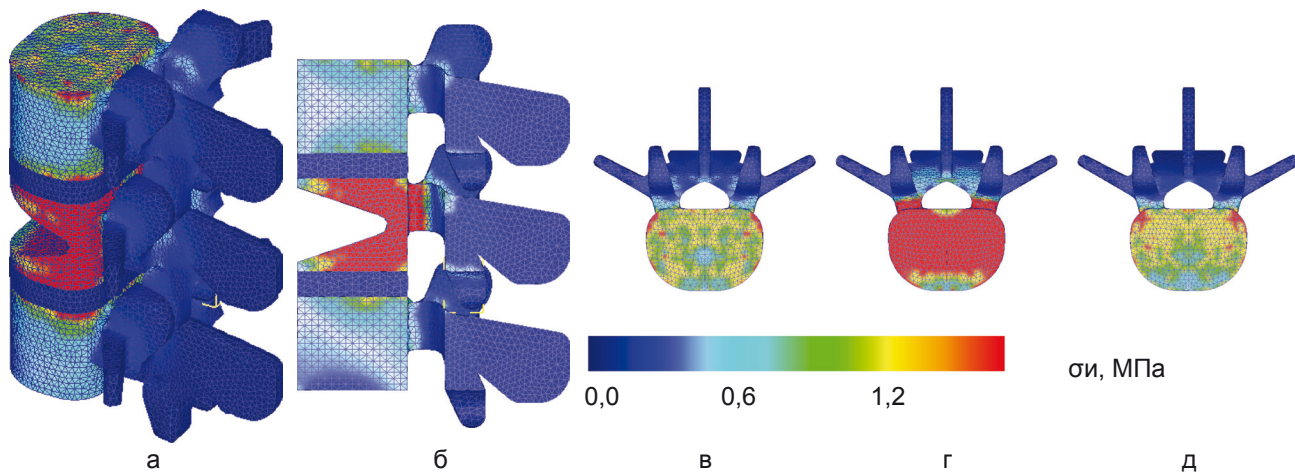


Рисунок 3.

Распределение интенсивности напряжений в модели фрагмента позвоночника при переломе: а – изометрия, б – разрез, в-г – вид сверху на позвонки при рассмотрении сверху вниз.

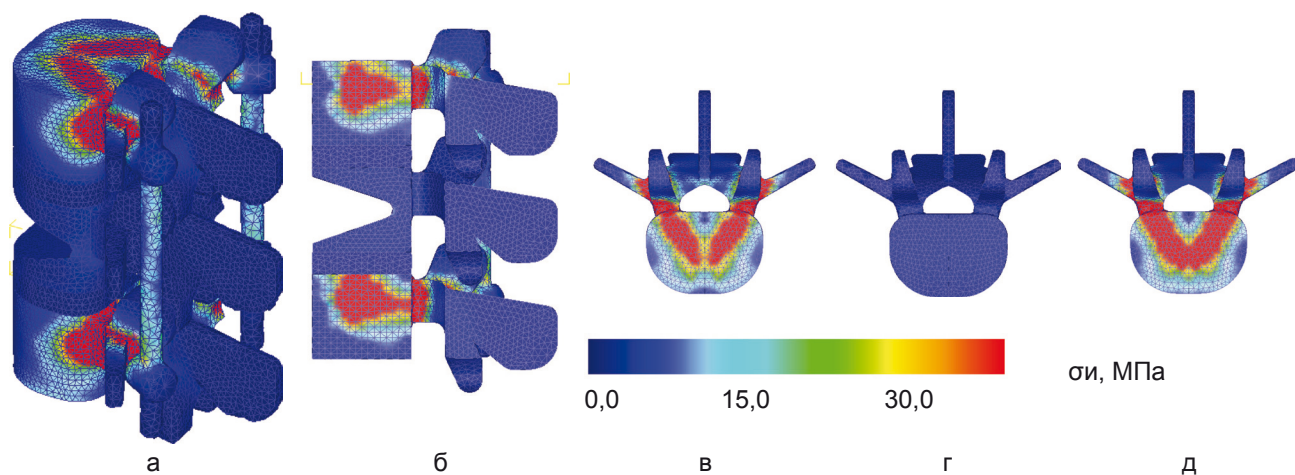


Рисунок 4.

Распределение интенсивности напряжений в модели фрагмента позвоночника при транспедикулярной фиксации: а – изометрия, б – разрез, в-г – вид сверху на позвонки при рассмотрении сверху вниз.

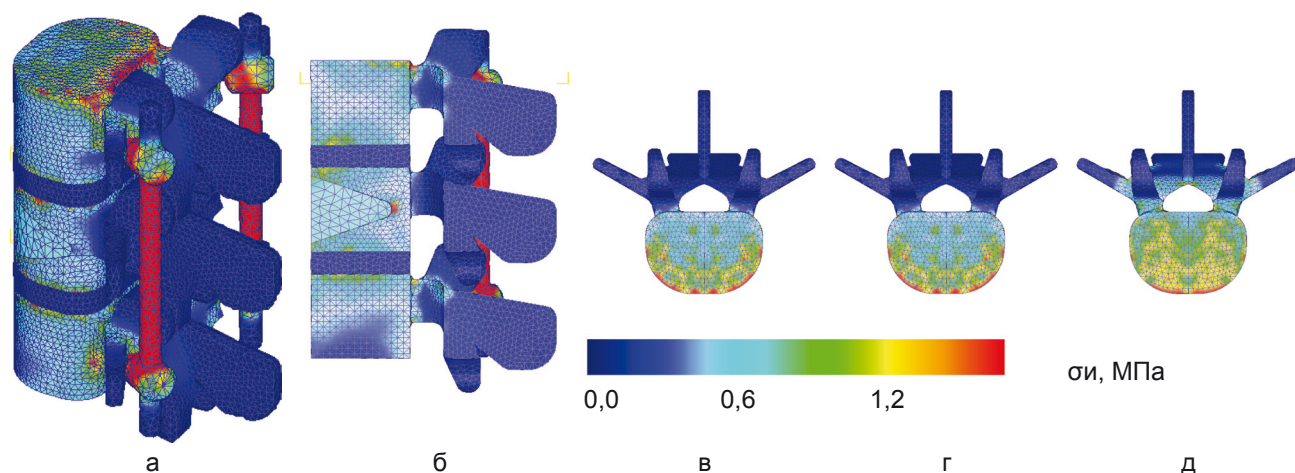


Рисунок 5.

Распределение интенсивности напряжений в модели фрагмента позвоночника при использовании костного цемента: а – изометрия, б – разрез, в-г – вид сверху на позвонки при рассмотрении сверху вниз.

Уровень напряжений в заднем фиксирующем стержне составил: ~ 20 МПа для вертикального положения, ~ 45 МПа для наклона вперед и ~ 25 МПа для наклона назад. Максимальные напряжения в конструкции транспедикулярной фиксации сосредоточены в области перехода тела винта в головку и в зависимости от положения туловища составляет: ~ 120 МПа для ВП, ~ 165 МПа для НВ и ~ 135 МПа для НН.

При моделировании НДС восстановления перелома позвонка методом транспедикулярной фиксации совместно с использованием вертебропластики (Рисунок 5), уровень напряжений снижается, как в здоровых, так и в травмированном позвонке до уровня напряжений, соответствующего здоровым позвонкам.

Величина интенсивности напряжений в теле позвонков зависит от функциональных нагрузок. Так, при наклоне вперед наблюдается рост напряжений в 2-3 раза по сравнению с вертикальным положением тела. При наклоне назад напряжения в теле позвонков значительно снижаются, что можно объяснить перераспределением нагрузки на транспедикулярную конструкцию. Кроме того, для всех положений тела наблюдается существенное снижение интенсивности напряжений в областях дуг позвонков, а также верхних и нижних суставных отростков, что также можно объяснить перераспределением несущей нагрузки. Анализ интенсивности напряжений в конструкции транспедикулярного импланта также показывает, что в заднем фиксирующем стержне происходит снижение напряжений примерно в 2,5 раза

по сравнению с предыдущим вариантом моделирования и в зависимости от положения тела составляет: ~ 7 МПа для вертикального положения, ~ 23 МПа для наклона вперед и ~ 9 МПа для наклона назад. Величина интенсивности напряжений в костном цементе также варьировалась в зависимости от положения тела и составила: ~ 0,42 МПа для вертикального положения, ~ 1,21 МПа для наклона вперед и ~ 0,37 МПа для положения разгибания.

Выводы

1. Разработанная конечно-элементная модель фрагмента позвоночного столба позволяет изучить напряженно-деформированное состояние позвонков при использовании различных методик стабилизации позвоночника, в том числе при сочетанном транспедикулярном остеосинтезе и вертебропластики.

2. Проведенное исследование позволяет считать, что совместное использование транспедикулярных конструкций и вертебропластики высоко эффективно и проявляется в значительном снижении напряжений в здоровых позвонках, используемых для крепления фиксирующих винтов, а также снижении напряжений в металлоконструкциях.

3. Предложенный метод транспедикулярной фиксации в сочетании с вертебропластикой травмированного позвонка является современным и перспективным для лечения повреждений груднопоясничного отдела позвоночника при различных типах повреждений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Биомеханическое обоснование оптимального состава композитного материала для чрескожной вертебропластики / А. И. Продан, Г. Х. Грунтовский, А. И. Попов [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2006. – № 2. – С. 68–74.
2. Исследование напряженно-деформированного состояния системы «имплантат–поясничная часть позвоночника–таз» при различных вариантах фиксации / А. А. Мезенцев, Д. Е. Петренко, А. А. Барков, А. В. Ярьско // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2011. – № 2. – С. 37–41.
3. Капанджи А. И. Позвоночник. Физиология суставов / А. И. Капанджи. – Москва : Эксмо, 2009. – 344 с.
4. Стауде В. А. Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния крестцово-подвздошного сочленения при различных вариантах поясничного лордоза / В. А. Стауде, А. В. Кондратьев, М. Ю. Карпинский // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2012. – № 2. – С. 50–56.
5. Экспериментально-анатомическое исследование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника // С. К. Левченко, О. Н. Древаль, А. А. Ильин [и др.] // Вопросы нейрохирургии имени Н. Н. Бурденко. – 2011. – № 1. – С. 20–26.
6. A probabilistic finite element analysis of the stresses in the augmented vertebral body after vertebroplasty / A. Rohlmann, H. Boustani, G. Bergmann, T. Zander // European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society. – Vol. 19, № 9. – 2010. – P. 1585–1595.
7. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing / A. Rohlmann, T. Zander, M. Rao, G. Bergmann // Journal of biomechanics. – 2009. – Vol. 42, № 10. – P. 1520–1526.
8. Biomechanical comparison of a new standalone anterior lumbar interbody fusion cage with established fixation techniques – a three-dimensional finite element analysis / S. H. Chen, C. L. Tai, C. Y. Lin [et al.] // BMC musculoskeletal disorders [electronic resource]. – 2008. – Vol. 9. – P. 88.
9. Biomechanical effect of the extent of vertebral body fracture on the thoracolumbar spine with pedicle screw fixation: an in vitro study / X. Y. Wang, L. Y. Dai, H. Z. Xu, Y. L. Chi // Journal of clinical neuroscience : official journal of the Neurosurgical Society of Australasia. – 2008. – Vol. 15, № 3. – P. 286–290.
10. Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation /

- F. Ezquerro, A. Simón, M. Prado, A. Pérez // Medical engineering & physics. – 2004. – Vol. 26, № 1. – P.11–22.
11. Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis / A. Rohlmann, N. K. Burra, T. Zander, G. Bergmann // European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society. – 2007. – Vol. 16, № 8. – P. 1223–1231.
 12. Finite element analysis of conceptual lumbar spine for different lifting position // H. Arif, M. S. E. Kosnan, K. Jusoff [et al.] // World applied sciences journal. – 2013. – Vol. 21 (Special Issue of Engineering and Technology). – P. 68-75.
 13. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine / M. A. Tyndyka, V. Barron, P. E. McHugh, D. O'Mahoney // Acta of bioengineering and biomechanics / Wrocław University of Technology. – 2007. – Vol. 9, № 1. – P. 35-46.
 14. Realistic loading conditions for upper body bending / A. Rohlmann, T. Zander, M. Rao, G. Bergmann // Journal of biomechanics. – 2009. – Vol. 42, № 7. – P. 884-890.
 15. Rohlmann A. Spinal loads after osteoporotic vertebral fractures treated by vertebroplasty or kyphoplasty / A. Rohlmann, T. Zander, G. Bergmann // European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society. – 2006. – Vol. 15, № 8. – P. 1255–1264.
 16. White A. A. Clinical biomechanics of the spine / A. A. White, M. M. Panjabi. – 2nd ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990. – 739 p.
 17. Yamada H. Strength of biological materials / H. Yamada. – Baltimore : W&W Company, 1970. – 304 p.

ТҮЙІНДЕМЕ

ТРАНСПЕДИКУЛЯРЛЫ ИМПЛАНТАНТАРДЫ ЖӘНЕ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКАНЫ БІРІКТІРІП ПАЙДАЛАНУДАҒЫ ОМЫРТҚА БАҒАНЫ ФРАГМЕНТИНІҢ СОҒЫ ЭЛЕМЕНТТІ МОДЕЛІНІҢ ҚАТАЙЫП ӨЗГЕРГЕН ЖАҒДАЙЫН ЗЕРТТЕУ.

Бұл мақалада зақымдалмаған омыртқа-қимыл сегментінде соңғы элементтері әдісі көмегі кезіндегі, омыртқаның бір денесі травмалық зақымдаған жағдайдағы транспедикулярлы тұрақтану кезіндегі, сонымен қатар, әртүрлі нұсқадағы күш түскендегі вертебропластика және транспедикулярлы спондилодезді біріктіріп пайдаланудағы омыртқа бағаны фрагментінде қатайып өзгерген жағдайын талдау нәтижелері келтірілген. Ұстап тұратын винттерді бекіту үшін пайдаланатын сау омыртқаларға түсетін күшті азайтудан көрінетін транспедикулярлы конструкция-

лар және вертебропластиканы біріктіріп пайдалану жоғары тиімділікті, сонымен қатар имплантталатын металлоконструкция түсетін күштің азайғандығын көрсетеді. Осындай биометриялық жүйе транспедикулярлы конструкцияларды және протез материалдарын ары қарай жетілдірумен байланысты бірнеше маңызды міндеттерді шешуге мүмкіндік береді.

Негізгі сөздер: қатайып-өзгерген жағдай, соңғы элементтер әдісі, транспедикулярлы спондилодез, вертебропластика.

SUMMARY

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF THE FINITE-ELEMENT MODEL OF THE SPINE FRAGMENT WITH COMBINED USING OF TRANSPEDICULAR IMPLANTS AND VERTEBROPLASTY.

This article provides the results of the analysis of the stress-strain state in a fragment of the spine by the finite element method in the intact spinal motion segment, with transpedicular stabilization in the case of a traumatic injury of the vertebral body, as well as in the combined using of transpedicular fusion and vertebroplasty in different types of loads. The high efficiency of sharing pedicle designs and vertebroplasty is to substantially reduce

the stress in healthy vertebrae that used to secure the fixing screws and reducing stress in the implanted metal constructions. Such a biometric system can solve some important challenges related to the further improvement of pedicle designs and prosthetic materials.

Key words: stress-strain state, finite element method, transpedicular spinal fusion, vertebroplasty.