

УДК 616.711-001.5-089.22:004.942](045)

## Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта за різноманітних методик хірургічного лікування вибухових переломів груднопоперекового відділу (частина перша)

В. О. Радченко, К. О. Попсуйшапка, О. В. Яресько

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

*There are different views on the treatment of burst fractures of the lower thoracic and lumbar spine. Some specialists prefer conservative methods of treatment, others use a spinal fusion of 360° (anterior and posterior). However, questions of the extent of fixation, its strength, the possibility of correction of deformation from the posterior approach, the feasibility of performing laminectomy, etc. are discussed. Objective: to create a finite element biomechanical model of an burst fracture of the Th<sub>XII</sub> vertebra body in the Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> vertebra block and analyze the stress-strain state in different fixation types. Methods: three computational models of the Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> vertebra block were created with the destruction of 50 % of the body volume of the Th<sub>XII</sub> vertebra and fixation: 1) Th<sub>IX</sub> and L<sub>V</sub>; 2) Th<sub>IX</sub>, Th<sub>XII</sub> and L<sub>V</sub>; 3) Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub> and L<sub>I</sub>, L<sub>II</sub>, as well as variants of the model with destruction of vertebral pedicles. Results: with the vertical load, the posterior spinal column is the most stressed, and the maximum stresses (45.9–46.6 MPa) in the fixing structures are located in the rods. In the case of fixation by 6 screws, the stresses in the rods are reduced by approximately 20 % (to 37.7–38.1 MPa). With the use of 8 screws, the total stress level compared to the fixation of 4 and 6 screws significantly decreased, in particular in the block of vertebrae L<sub>I</sub>–L<sub>V</sub> almost twice. Damage to the posterior support complex in the form of vertebral arches fracture led to a significant increase in tension (by 17 %) in the injured vertebral body only in a model with 4 screws. Conclusions: the use of any transpedicular fixation leads to a decrease in stress in the damaged vertebra. With an increase in the number of screws in the fixing structure, the level of stresses decreases, but the pattern of their distribution in the spine does not change. Key words: burst fractures, thoracic and lumbar spine, finite element method, stress-strain state, transpedicular fixation.*

*Существуют различные взгляды на лечение взрывных переломов нижнегрудного и поясничного отдела позвоночника. Одни специалисты предпочитают консервативные методы лечения, другие используют спондилодез на 360° (передний и задний). Однако дискутируются вопросы протяженности фиксации, ее прочности, возможности коррекции деформации из заднего доступа, целесообразности выполнения ламинэктомии и др. Цель: построить конечно-элементную биомеханическую модель взрывного перелома тела Th<sub>XII</sub> позвонка в блоке позвонков Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> и проанализировать напруженно-деформированное состояние при разных видах фиксации. Методы: созданы три расчетные модели блока позвонков Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> с разрушением 50 % объема тела позвонка Th<sub>XII</sub> и фиксацией: 1) Th<sub>IX</sub> и L<sub>V</sub>; 2) Th<sub>IX</sub>, Th<sub>XII</sub> и L<sub>V</sub>; 3) Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub> и L<sub>I</sub>, L<sub>II</sub>, а также варианты модели с разрушением дуг позвонков. Результаты: при вертикальной нагрузке наиболее напряженным оказывается задний опорный комплекс позвоночника, а максимальные напряжения (45,9–46,6 МПа) в фиксирующих конструкциях расположены в стержнях. В случае фиксации 6 винтами напряжения в стержнях снижаются примерно на 20 % (до 37,7–38,1 МПа). При использовании 8 винтов общий уровень напряжений по сравнению с фиксацией 4 и 6 винтами значительно снизился, в частности в блоке позвонков L<sub>I</sub>–L<sub>V</sub> почти в два раза. Повреждение заднего опорного комплекса в виде перелома дуг позвонков привело к значительному увеличению напряжения (на 17 %) в поврежденном теле позвонка лишь в модели с 4 винтами. Выводы: использование любой транспедикулярной конструкции приводит к снижению напряжения в поврежденном позвонке. С увеличением количества винтов в фиксирующей конструкции уровень напряжений снижается, но характер их распределения в позвоночнике не меняется. Ключевые слова: взрывные переломы, грудной и поясничный отделы позвоночника, метод конечных элементов, напруженно-деформированное состояние, транспедикулярная фиксация.*

**Ключові слова:** вибухові переломи, грудний і поперековий відділи хребта, метод кінцевих елементів, напружено-деформований стан, транспедикулярна фіксація

## Вступ

Сучасний погляд на лікування вибухових переломів груднопоперекового відділу хребта залежить насамперед від морфології ушкодження та неврологічного статусу, загального стану хворого, переваг та навичок хірурга. Зокрема, під час лікування деяких морфологічних форм можна використовувати різні методи фіксації хребта. Проте достатня кількість суперечливих питань у проблемі остеосинтезу хребта спонукає до проведення власного пошуку у цьому напрямку. Перш за все, дискутується можливість використання короткої транспедикулярної фіксації взагалі та додаткових гвинтів у зламаних хребцях; короткої транспедикулярної фіксації в разі вибухових переломів із ушкодженням заднього опорного комплексу. Також не з'ясовано ефективність застосування передньої міжхребцевої опори [1–3]. Для аналізу складних біомеханічних систем, що потребують розв'язання диференціальних рівнянь у частинних похідних, необхідно використовувати методи чисельного моделювання. Останнім часом у біомеханіці для вирішення таких завдань найпопулярнішим є метод кінцевих елементів (МКЕ). Основні його переваги — це можливість побудови моделей зі складною геометрією; швидкого перерахунку моделі в разі зміння механічних властивостей її складових, умов навантаження і закріплення, а також взаємодії окремих компонентів. Чисельні моделі на підставі експерименту допомагають отримати результати, які не можливо одержати в реальному житті. Одним із прикладів цього є виявлення розподілу напруження в хребті за різних варіантів руйнування тіл хребців, а також моделювання різних способів фіксації цих ушкоджень.

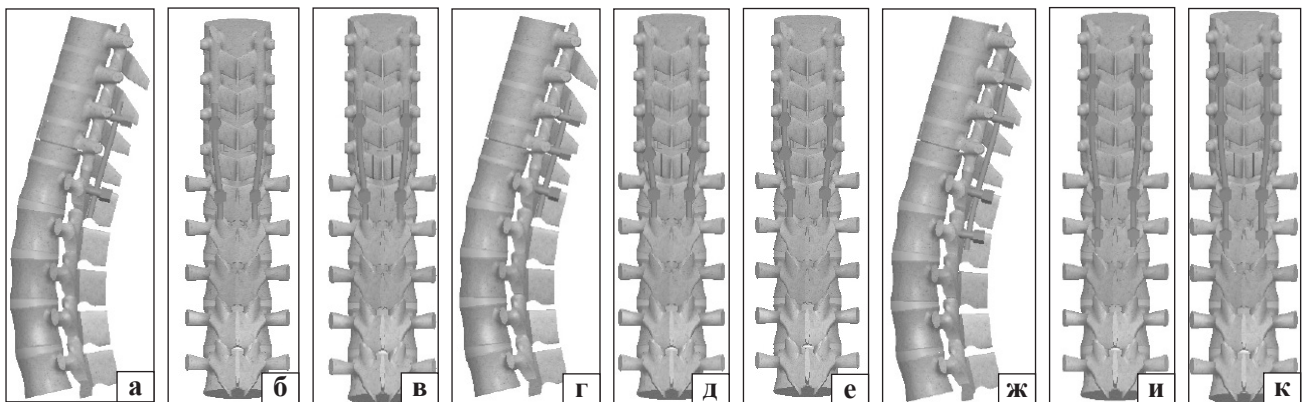
У літературі [4, 5] досить добре описані принципи побудови різних кінцево-елементних (КЕ) моделей хребта і порівняно їх з експериментальними даними, проте для моделей із варіантами руйнування різних відділів хребта і суміжних дисків таких досліджень обмаль. Зокрема, наведено результати дослідження *in vitro* механізмів руйнування у випадках груднопоперекових вибухових переломів [6]. Перевірені трисегментні блоки хребців  $Th_{VIII}-Th_X$ ,  $Th_X-Th_{XII}$ ,  $Th_{XI}-L_I$ ,  $Th_{XII}-L_{II}$ , для яких була побудована і КЕ-модель. Проте подальшу поведінку моделі (після руйнування) не досліджували. На сьогодні недостатньо вивчено поведінку блока хребців після руйнування. Неповне розуміння механізмів перерозподілу зусиль в системі «хребет – фіксатор» приводить до використання різних способів фіксації переломів.

*Мета роботи:* побудувати кінцево-елементні біомеханічні моделі вибухового перелому тіла хребця  $Th_{XII}$  у блоці хребців  $Th_{IX}-L_V$  і порівняти їхній напружено-деформований стан (НДС) за різних видів фіксації.

## Матеріал та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» створено три розрахункові моделі блока хребців  $Th_{IX}-L_V$  із руйнацією 50 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$ : 1) із фіксацією хребців  $Th_{XI}$  та  $L_I$  та варіант моделі зі зруйнованими дугами хребців (рис. 1, а–в); 2) із фіксацією хребців  $Th_{XI}$ ,  $Th_{XII}$  і  $L_I$  та варіант моделі зі зруйнованими дугами хребців (рис. 1, г–е); 3) із фіксацією хребців  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$  і  $L_I$ ,  $L_{II}$  та варіант моделі зі зруйнованими дугами хребців (рис. 1, ж–к).

Будували геометричні моделі з використанням програми SolidWorks, КЕ-розрахунки проводили в програмі ANSYS.



**Рис. 1.** Розрахункова модель із руйнацією 50 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$  та фіксацією хребців:  $Th_{XI}$ ,  $L_I$  та руйнацією дуг хребців (а, б, в);  $Th_{XI}$ ,  $Th_{XII}$  та  $L_I$  та руйнацією дуг хребців (г, д, е);  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$  та  $L_I$ ,  $L_{II}$  та руйнацією дуг хребців (ж, и, к)

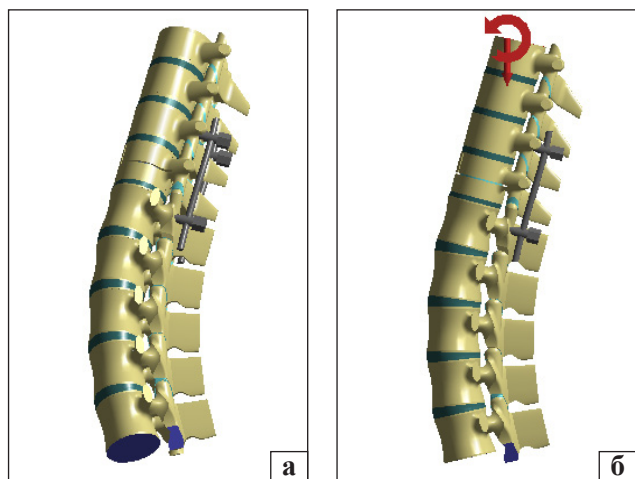


Рис. 2. Закріплення та навантаження на прикладі першого варіанта розрахункової моделі: а) закріплення хребця  $L_V$ ; б) навантаження хребця  $Th_{XII}$

Транспедикулярні конструкції, використані для побудови КЕ-моделі, мали моноаксіальні гвинти, які передбачають жорстке кріплення в системі «гвинт – стрижень».

Усі варіанти розрахункових моделей передбачали жорстке кріплення, як по нижній площині тіла хребця  $L_V$ , так і його суглобових мас (рис. 2, а). Контакт між всіма елементами моделі моделювали за типом «bonded».

Виходячи з того, що на верхню поверхню тіла хребця  $Th_{IX}$  діє навантаження верхньої частини тіла, яке моделюється силою 100 Н. Точка докладання цієї сили розташована на вертикальній осі, яка проходить через тіло хребця  $L_{III}$  на відстані 25 мм від тіла хребця  $Th_{IX}$  (у сагітальній площині), що створює додатковий момент, рівний 2,5 Нм (рис. 2, б).

*Властивості матеріалів.* Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Його основні характеристики: модуль пружності  $E$  (модуль Юнга) і коефіцієнт Пуассона  $\nu$ , узяті з літератури [7–9] (таблиця).

### Результати та їх обговорення

*Варіант 1 моделі — руйнування 50 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$  із фіксацією хребців  $Th_{XI}$  та  $L_I$ .*

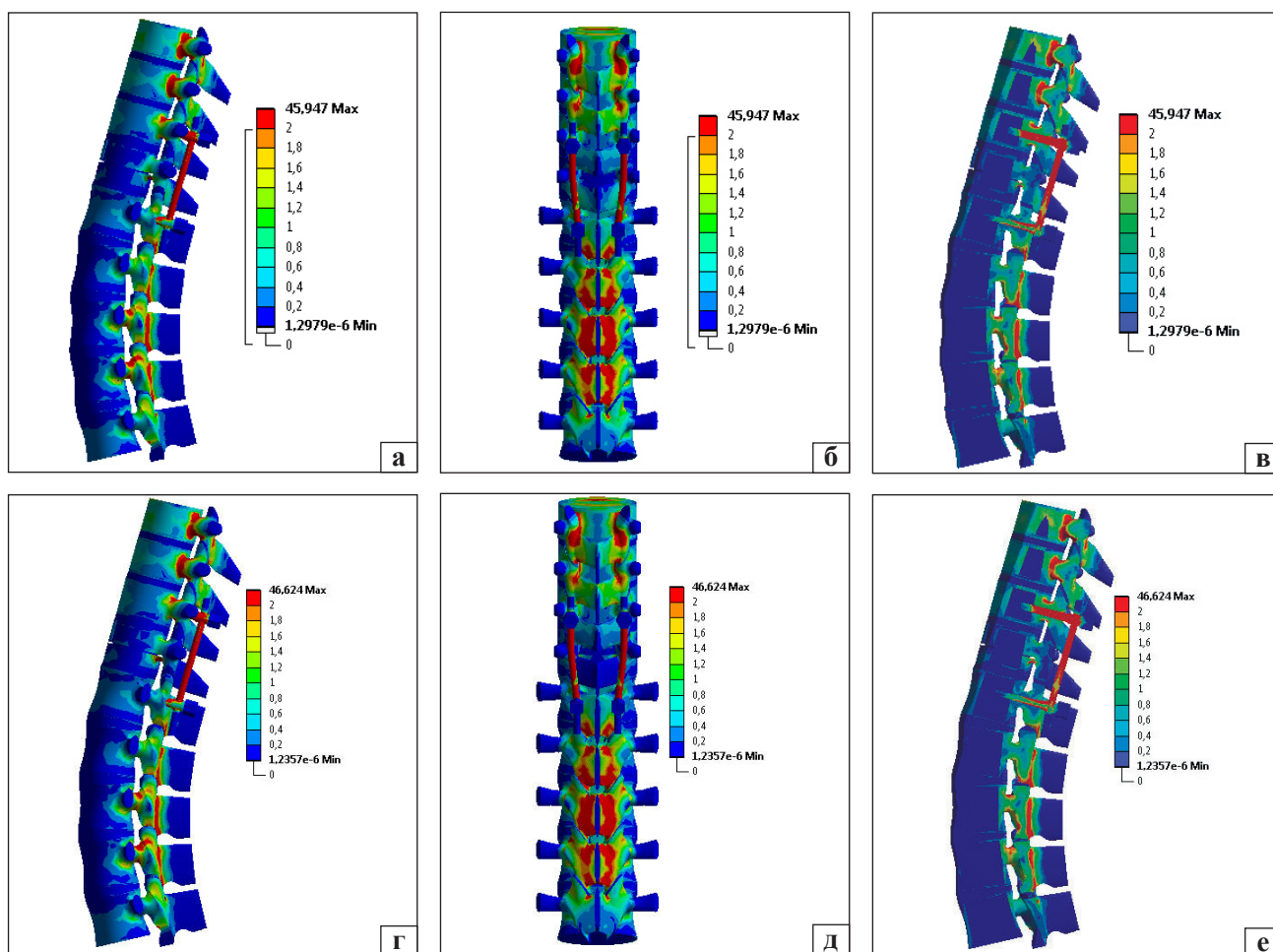


Рис. 3. Розподіл напружень за Мізесом у розрахунковій моделі 1: вигляд зліва (а) та ззаду (б), переріз через ліві гвинти і стрижень у сагітальній площині (в). Варіант моделі з переломом дуг хребців: вигляд зліва (г) та ззаду (д), переріз (е)

Таблиця

**Механічні характеристики використаних матеріалів**

| Тканина           | $E$ (МПа) | $\nu$ |
|-------------------|-----------|-------|
| Компактна кістка  | 18350     | 0,3   |
| Губчаста кістка   | 330       | 0,3   |
| Хрящ              | 10,5      | 0,49  |
| Міжхребцевий диск | 4,5       | 0,45  |
| Зона руйнування   | 33        | 0,45  |

Аналіз НДС розрахункової моделі показав (рис. 3), що фіксація стрижнями хребців  $Th_{XI}$  та  $L_I$  дала змогу розвантажити ушкоджений хребець  $Th_{XII}$ . Максимальні значення напружень за Мізесом у блоці хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  дорівнювали 7,7 МПа, у блоці  $L_I-L_V$  — 5,2 МПа, а в хребці  $Th_{XII}$  рівень напружень не перевищував 5,6 МПа. Для блока хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  найбільш напруженими виявилися ніжки дуги хребця, а для  $L_I-L_V$  — пластинки дуг. У хребці  $Th_{XII}$  зона концентрації напружень була розташована на нижній поверхні ніжок дуги хребця.

Для варіанта моделі з переломом дуг хребців розподіл НДС і величини напружень змінилися лише для хребця  $Th_{XII}$  (рис. 3, г, д). У блоці хребців  $Th_{IX}-L_V$ , окрім хребця  $Th_{XII}$ , рівень напружень незначно змінився — не більш ніж на 0,1 МПа. Для хребця  $Th_{XII}$  рівень НДС у пластинках дуг зменшився до 0,1 МПа (0,9 МПа для варіанта без перелому дуг), а в ніжках дуг хребця збільшився до 6,5 МПа (5,6 МПа для варіанта без перелому дуг). В інших відділах хребця  $Th_{XII}$  рівень напружень змінився не більше ніж на 0,2 МПа.

У блоці хребців  $Th_{XI}-L_I$  основне навантаження припадало на фіксувальну конструкцію. На межі «гвинт – кістка» величина напружень за Мізесом становила 2,5 МПа (рис. 3, в). Максимальні значення напружень у стрижнях досягають величини 45,9 МПа.

Для варіанта моделі з переломом пластинок дуг хребців характер розподілу напружень НДС у фіксувальній конструкції суттєво не змінився. Максимальні значення напружень за Мізесом дорівнювали 46,6 МПа (45,9 МПа для варіанта без перелому дуг хребця).

Із виконаного розрахунку можна зробити такі висновки:

- використання фіксувальної конструкції дало змогу знизити напруження в зруйнованому хребці;
- у результаті вертикального навантаження, найбільшого напруження зазнав задній опорний комплекс;

- у хребцях над фіксувальною конструкцією більш напруженими є ніжки дуг хребців, а нижче — пластинки дуг;

- максимальні напруження у фіксувальній конструкції зафіксовано у стрижнях під механізмом кріплення верхніх гвинтів;

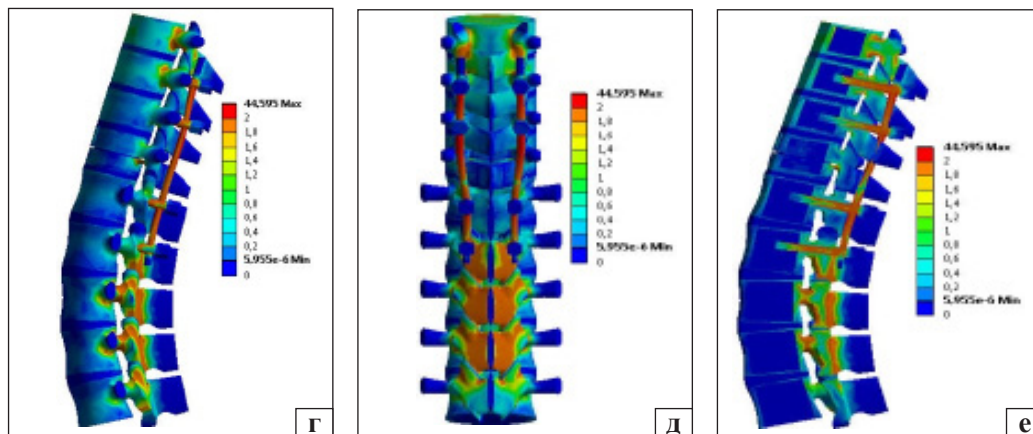
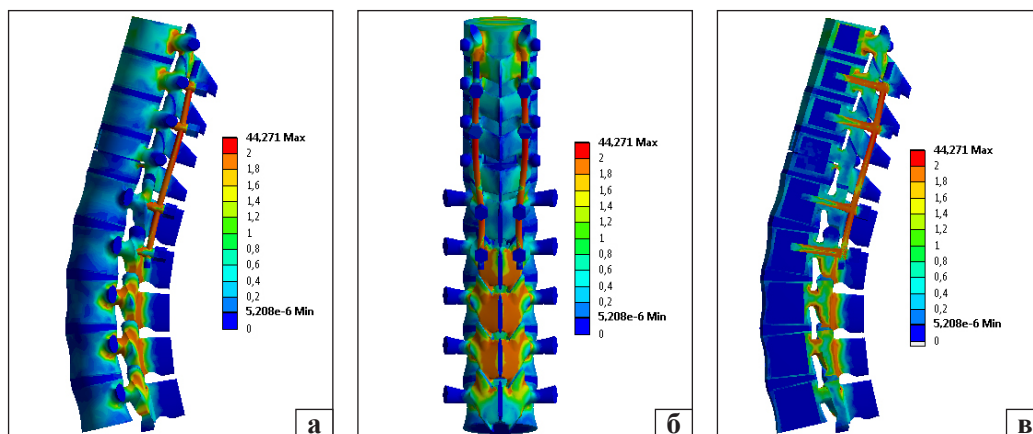
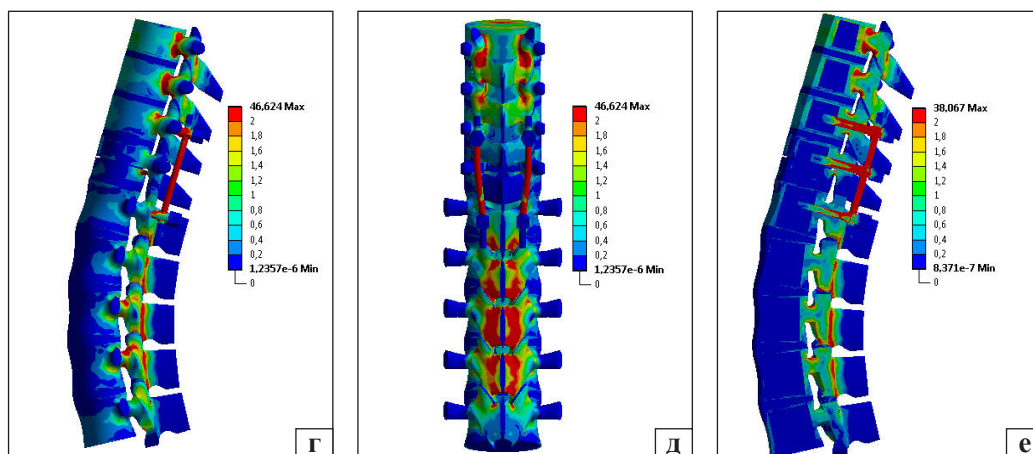
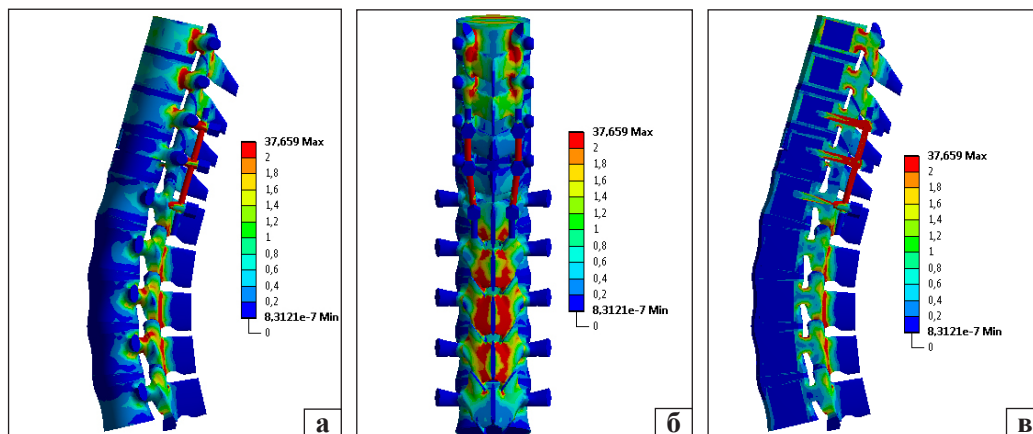
- у разі перелому дуг хребців змінюється напружено-деформований стан у зруйнованому хребці  $Th_{XII}$ : знизився в пластинках дуг і збільшився в ніжках дуг хребця.

*Варіант 2 моделі — руйнування 50 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$  із фіксацією хребців  $Th_{IX}$ ,  $Th_{XII}$  та  $L_I$ .* Аналіз напружено-деформованого стану розрахункової моделі показав (рис. 4), що відмінність від моделі з фіксацією лише хребців  $Th_{XI}$  та  $L_I$  є незначною, у бік зниження. Зокрема, максимальні значення напружень за Мізесом у блоці хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  дорівнюють 7 МПа (7,7 МПа для варіанта фіксації чотирма гвинтами), у блоці хребців  $L_I-L_V$  досягають величини 5 МПа (5,2 МПа для варіанта фіксації чотирма гвинтами), а у хребці  $Th_{XII}$  рівень напружень не перевищує 4,2 МПа (5,6 МПа для варіанта фіксації чотирма гвинтами). Як і у випадку фіксації чотирма гвинтами, для блока хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  найбільш напруженими виявилися ніжки дуг хребця, а для  $L_I-L_V$  — пластинки дуг. Для хребця  $Th_{XII}$  зона концентрації напружень визначена на нижній поверхні ніжок дуг хребця.

Для варіанта моделі з переломом дуг хребців розподіл НДС і величини напружень змінилися лише для хребця  $Th_{XII}$  (рис. 4, г, д). У блоці хребців  $Th_{IX}-L_V$ , крім хребця  $Th_{XII}$ , рівень напружень незначно змінився — не більше ніж на 0,2 МПа. Для хребця  $Th_{XII}$  рівень напруженого стану в пластинках дуг знизився до 0,1 МПа (0,6 МПа для варіанта без перелому дуг). У інших відділах хребця  $Th_{XII}$  рівень напружень змінився не більш ніж на 0,2 МПа.

У блоці хребців  $Th_{XI}-L_I$  найбільші навантаження виявлені на фіксувальній конструкції. На межі «гвинт – кістка» величина напружень за Мізесом становила 2,3 МПа (2,5 МПа для варіанта фіксації чотирма гвинтами) (рис. 4, в). Максимальні значення напружень у стрижнях досягали 37,7 МПа (45,9 МПа для варіанта фіксації чотирма гвинтами).

Для варіанта моделі з переломом пластинок дуг характер розподілу напружено-деформованого стану у фіксувальній конструкції не змінився, а максимальне значення напруження за Мізесом становило 38,1 МПа (37,7 МПа для варіанта без перелому).



**Рис. 4.** Розподіл напружень за Мізесом в розрахунковій моделі: вигляд зліва (а) та ззаду (б), переріз, крізь гвинти і стрижень у сагітальній площині (в), вигляд зліва (г). Варіант моделі з переломом дуг хребців: вигляд ззаду (д), переріз (е)

**Рис. 5.** Розподіл напружень за Мізесом у розрахунковій моделі: вигляд зліва (а) та ззаду (б), переріз через ліві гвинти і стрижень у сагітальній площині (в). Варіант моделі з переломом дуг хребців: вигляд зліва (г) та ззаду (д), переріз (е)

Виконаний розрахунок дає підстави для висновків:

– використання фіксувальної конструкції з шістьма гвинтами суттєво не змінило НДС у розрахунковій моделі;

– рівень напружень знизився незначно;

– найбільше зменшення напружень визначено в стрижнях конструкції — близько 20 %;

– перелом у пластинках дуг практично не вплинув на НДС блока хребців, його рівень знизився в пластинках дуг  $Th_{XII}$  і трохи підвищився в інших відділах моделі.

*Варіант 3 моделі — руйнування 50 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$  із фіксацією хребців  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$  та  $L_I$ ,  $L_{II}$ .* Аналіз характеру НДС розрахункової моделі показав (рис. 5), що відмінність від моделей попередніх варіантів фіксації хребців є незначною. Рівень напружень знизився. Зокрема, максимальні значення напружень за Мізесом у блоці хребців  $Th_{IX}$ – $Th_{XI}$  становили 6,1 МПа (7,7 і 7 МПа для варіантів фіксації чотирма та шістьма гвинтами), у блоці хребців  $L_I$ – $L_V$  досягли величини 3,3 МПа (5,2 і 5 МПа для варіантів фіксації чотирма та шістьма гвинтами), а в хребці  $Th_{XII}$  — 4,4 МПа (5,6 і 4,2 МПа для варіанту фіксації чотирма та шістьма гвинтами). Як і в інших варіантах моделі, для блока хребців  $Th_{IX}$ – $Th_{XII}$  найбільш напруженими виявилися ніжки дуг хребця, а для  $L_I$ – $L_V$  — пластинки дуг. У хребці  $Th_{XII}$  зона концентрації напружень розташовувалася на нижній поверхні ніжок дуг хребця.

Для варіанта моделі з переломом пластинок дуг характер розподілу НДС і величини напружень змінилися лише для хребця  $Th_{XII}$  (рис. 5, б, д). У блоці хребців  $Th_{IX}$ – $L_V$  рівень НДС змінився

незначно — не більше ніж на 0,2 МПа. Для хребця  $Th_{XII}$  рівень НДС у пластинках дуг знизився до 0,1 МПа (0,8 МПа для варіанта без перелому), в інших відділах хребця  $Th_{XII}$  — не більше ніж на 0,2 МПа.

У блоці хребців  $Th_X$ – $L_{II}$  найбільші навантаження припадали на фіксувальну конструкцію. На межі «гвинт – кістка» величина напружень за Мізесом становила 4,5 МПа (2,5 та 2,3 МПа для варіантів фіксації чотирма та шістьма гвинтами) (рис. 5, в). Максимальні значення напружень у стрижнях досягли 44,3 МПа (45,9 та 37,7 МПа для варіантів фіксації чотирма та шістьма гвинтами).

Для варіанта моделі з переломом пластинок дуг характер розподілу НДС у фіксувальній конструкції не змінився. Максимальне значення напружень за Мізесом дорівнювало 44,6 МПа (44,3 МПа для варіанта без перелому).

Із виконаного розрахунку можна зробити висновки:

– використання фіксувальної конструкції з вісьмома гвинтами суттєво не змінило характер перерозподілу напружень у розрахунковій моделі;

– загальний рівень напружень у розрахунковій моделі порівняно з фіксацією чотирма та шістьма гвинтами знизився;

– на межі «гвинт – кістка» більш напруженими були ділянки контакту верхніх та нижніх гвинтів. Максимальне значення напружень за Мізесом 4,5 МПа в цих ділянках спостерігали в нижніх гвинтах;

– максимальні значення напружень за Мізесом у конструкції розташовані в стрижнях під вузлами кріплення фіксувальних гвинтів у хребці  $Th_{XI}$ ;

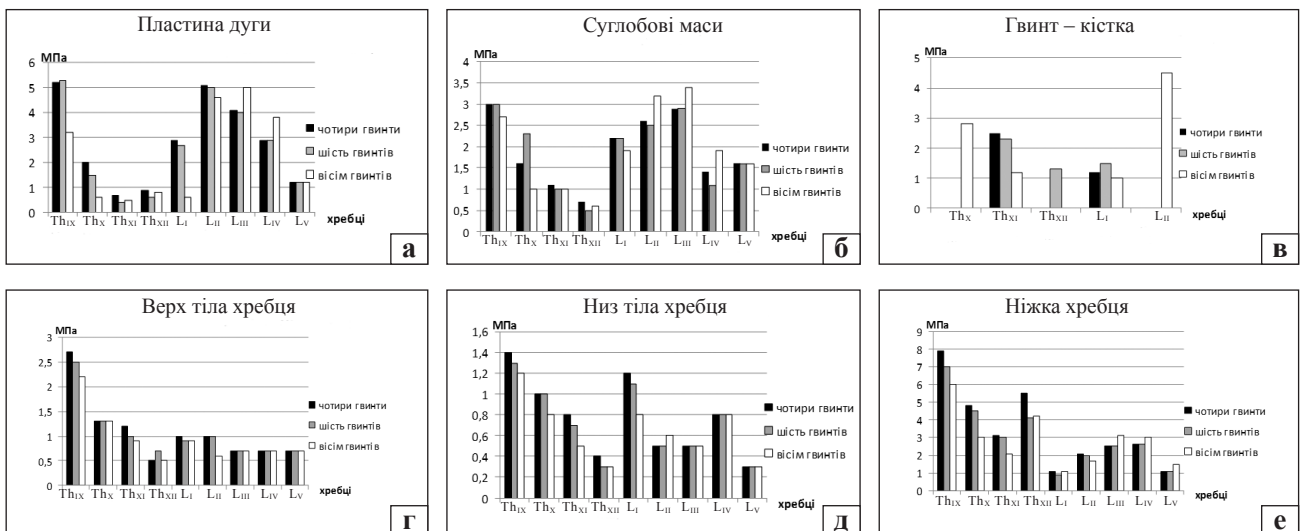


Рис. 6. Порівняння значень напружень за Мізесом у розрахункових моделях

– перелом у пластинках дуг практично не вплинув на НДС блока хребців: його рівень знизився в пластинках дуг Th<sub>XII</sub> і незначно підвищився в інших відділах моделі.

Далі на діаграмах наведено напруження за Мізесом у різних відділах хребців розрахункової моделі з фіксацією чотирма, шістьма та вісьмома гвинтами (рис. 6).

У результаті аналізу порівняння фіксації хребців із різною кількістю гвинтів, можна зробити такі висновки:

– збільшення кількості фіксувальних гвинтів не змінює характер розподілу НДС у блоці хребців, проте загалом знижує напруження блока хребців;

– на межі «гвинт – кістка» напруження найвищі для крайніх верхніх та нижніх гвинтів;

– для варіантів моделей із переломом пластинок дуг характер розподілу і рівень НДС змінився лише для хребця Th<sub>XII</sub>: у пластинках дуг знизився. Істотне підвищення НДС зафіксовано лише для моделі з чотирма гвинтами в ніжках дуг хребців приблизно на 17 %.

### Висновки

Аналіз НДС розрахункових моделей показав, що зі збільшенням кількості гвинтів у фіксувальних конструкціях рівень напружень поступово знижувався, але характер розподілу напружень у хребті не змінювався. Використання будь-якої транспедикулярної конструкції приводить до зниження напруження в ушкодженому хребці. За умов вертикального навантаження найбільш напруженим є задній опорний комплекс хребта, а максимальні напруження у фіксувальних конструкціях зафіксовані в стрижнях під механізмом кріплення верхніх гвинтів.

Використання шестигвинтової фіксації у випадку ушкодження 50 % тіла хребця, із додатковим гвинтом у зламаному хребці приводить до зниження напружень у стрижнях близько 20 %.

У разі використання восьмигвинтової фіксації загальний рівень напружень у розрахунковій моделі порівняно з фіксацією чотирма та шістьма гвинтами значно знизився (зокрема, у блоці хребців L<sub>I</sub>–L<sub>V</sub> майже у два рази).

Ушкодження заднього опорного комплексу (перелом дуг хребців), призводить до значного збільшення напруження (на 17 %) в ушкодженому тілі хребця лише в моделі з чотирма гвинтами.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

### Список літератури

1. Unstable thoracolumbar burst fractures: anterior-only versus short-segment posterior fixation / R. Sasso, K. Renkens, D. Hanson [et al.] // *J. Spinal Disord Tech.* — 2006. — Vol. 19 (4). — P. 242–248. — DOI: 10.1097/01.bsd.0000211298.59884.24.
2. Treatment of unstable thoracolumbar junction burst fractures with short- or long-segment posterior fixation an magerl type A fractures / M. Altay, B. Ozkurt, C. N. Aktekin [et al.] // *Eur. Spine J.* — 2007. — Vol. 16 (8). — P. 1145–1155. — DOI: 10.1007/s00586-007-0310-5.
3. Попсуйшапка К. О. Метааналіз результатів лікування вибухових переломів нижньогрудного та поперекового відділів хребта / К. О. Попсуйшапка // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2016. — № 4. — С. 134–142. — DOI: 10.15674/0030-598720164134-142.
4. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine / M. A. Liebschner, D. L. Kopperdah, W. S. Rosenberg, T. M. Keaveny // *Spine.* — 2003. — Vol. 28 (6). — P. 559–565. — DOI: 10.1097/01.BRS.0000049923.27694.47
5. Lazoglu I. Rigid and dynamic spinal system modeling by finite elements methods / I. Lazoglu, E. Akgun // *Intervertebral disc disease and dynamic stabilization of lumbar spine* / Ed. A. F. Ozer. — V. K. V. American Hospital Publications, 2011. — P. 72–84.
6. Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms / N. A. Langrana, R. D. Harten Jr., D. C. Lin [et al.] // *Spine.* — 2002. — Vol. 27 (5). — P. 498–508.
7. Проблемы прочности в биомеханике: учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / под ред. И. Ф. Образцова. — М.: Высшая школа, 1988. — 311 с.
8. Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафрод, Ю. Ж. Саулгозис. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
9. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотило. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017127-33>

Стаття надійшла до редакції 29.12.2016

## INVESTIGATION OF STRESS-STRAIN STATE IN SPINAL MODEL FOR VARIOUS METHODS OF SURGICAL TREATMENT OF THORACOLUMBAR BURST FRACTURES (PART ONE)

V. O. Radchenko, K. O. Popsuishapka, O. V. Yaresko

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Kharkiv, Ukraine

✉ Konstantin Popsuishapka, Candidate in Med. Sci., PhD: [konstantin.popsuy@gmail.com](mailto:konstantin.popsuy@gmail.com)