

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

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987201726-13>

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

**В. О. Радченко, К. О. Попсуйшапка, О. В. Ярьсько**

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

*When choosing the tactics of surgical treatment in burst fractures of the lower thoracic and lumbar spine, the questions remain about the extent of fixation, the possibility of correcting the deformity, and the feasibility of performing a laminectomy. Objective: to construct finite-element biomechanical models of an burst fracture of the Th<sub>XII</sub> vertebral body with 100 % lesion in the Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> vertebra block and analyze the stress-strain state with different types of fixation. Methods: four models of the Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> vertebra block were developed: 1) replacement of the fractured vertebral body with an interbody support, destruction of vertebral arches and fixation of vertebrae Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub>, L<sub>I</sub>, L<sub>II</sub> transpedicular construction; 2) destruction of 100 % of the volume of the vertebral body Th<sub>XII</sub> and fixation of the vertebrae Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub>, L<sub>I</sub>, L<sub>II</sub> transpedicular construction; 3) replacement of the destroyed vertebra by an interbody support, destruction of arches of vertebra Th<sub>XII</sub> and fixation of vertebrae Th<sub>XI</sub> and L<sub>I</sub> transpedicular construction; 4) replacement of the destroyed vertebra by an interbody support. Results: it was established that transpedicular construction bears the main load, maximum stresses were found in the posterior parts of the spine (up to 6 MPa) and the sections of the rods between the vertebrae (36.9–65.7 MPa, depending on the model). When using 8 screws without an interbody support for fixation, the stress level increased significantly: in the «screw – bone» region more than 2 times, in the rods — by 70 %. In the case of using 4 screws, the level of stress in the area of the posterior support complex averaged 10–40 % on average. Conclusions: in vertebral blocks the most strained are the posterior parts of the spine and the portions of the rods between vertebrae. The use of a 360° fusion increases the load in the «screw – bone» zone, and only the interbody support — in the region of the posterior parts of the spine. Key words: burst fractures, thoracic and lumbar spine, finite element method, stress-strain state, transpedicular fixation.*

*При выборе тактики хирургического лечения взрывных переломов нижнегрудного и поясничного отделов позвоночника проблемными остаются вопросы о протяженности фиксации, возможности коррекции деформации, целесообразности выполнения ламинэктомии. Цель: построить конечно-элементные биомеханические модели взрывного перелома тела Th<sub>XII</sub> позвонка с 100 % его поражением в блоке позвонков Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> и проанализировать напряженно-деформированное состояние при разных видах фиксации. Методы: созданы четыре расчетные модели блока позвонков Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub>: 1) замена разрушенного тела позвонка межтеловой опорой, разрушение дуг позвонков и фиксация позвонков Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub>, L<sub>I</sub>, L<sub>II</sub> транспедикулярной конструкцией (ТПК); 2) разрушение 100 % объема тела позвонка Th<sub>XII</sub> и фиксация позвонков Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub>, L<sub>I</sub>, L<sub>II</sub> ТПК; 3) замена разрушенного позвонка межтеловой опорой, разрушение дуг позвонка Th<sub>XII</sub> и фиксация позвонков Th<sub>XI</sub> и L<sub>I</sub> ТПК; 4) замена разрушенного позвонка межтеловой опорой. Результаты: установлено, что основную нагрузку несет ТПК, максимальные напряжения обнаружены в задних отделах позвоночника (до 6 МПа) и участках стержней между позвонками (36,9–65,7 МПа в зависимости от модели). При использовании для фиксации 8 винтов без межтеловой опоры уровень напряжений значительно увеличивался: в области «винт – кость» — более чем в 2 раза, в стержнях — на 70 %. В случае использования 4 винтов уровень напряжений в участке заднего опорного комплекса в среднем возрос на 10–40 %. Выводы: в блоках позвонков наиболее напряженными являются задние отделы позвоночника и участки стержней между позвонками. Использование спондилодеза на 360° увеличивает нагрузку в зоне «винт – кость», а только межтеловой опоры — в области задних отделов позвоночника. Ключевые слова: взрывные переломы, грудной и поясничный отделы позвоночника, метод конечных элементов, напряженно-деформированное состояние, транспедикулярная фиксация.*

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

## Вступ

Тактика хірургічного лікування вибухових переломів груднопоперекового відділу хребта залежить від загального стану хворого, морфології ушкодження, неврологічного статусу, а також від переваг та досвіду хірурга. Хірургічне втручання із заднього доступу можна виконати будь-які терміни — відразу після травми або у віддаленому періоді. Технікою виконання таких операцій володіють багато нейрохірургів і ортопедів, тому вони можуть бути зроблені в будь-якій лікарні. Для проведення хірургічних втручань із переднього доступу необхідне певне технічне забезпечення та високий рівень підготовки хірурга, тому вони можуть бути виконані лише в деяких клініках країни. Відповідно, для проведення цих хірургічних втручань мають бути чітко визначені показання і здійснювати їх слід лише тоді, коли вони дійсно необхідні.

Раніше [5] нами розглянуто використання задніх транспедикулярних конструкцій різної протяжності: побудовано кінцево-елементні моделі (КЕМ) вибухового перелому тіла хребця  $Th_{XII}$  і проведено порівняльний аналіз їхнього напружено-деформованого стану (НДС) за умов різних видів фіксації.

Існує достатня кількість суперечливих моментів у проблемі остеосинтезу хребта, що спонукає нас до проведення досліджень у цьому напрямку. Перш за все, це питання використання короткої транспедикулярної фіксації, ефективності застосування передньої міжтілової опори [3, 5, 9, 10]. Для аналізу складних біомеханічних систем, які передбачають рішення диференціальних рівнянь у частинних похідних, необхідно використовувати методи чисельного моделювання. Останнім часом у біомеханіці для розв'язання таких задач найпопулярнішим є метод кінцевих елементів (МКЕ). Основними його перевагами є можливість побудови моделей зі складною геометрією та швидкий їхній перерахунок у разі зміни механічних властивостей їхніх складових, умов навантаження і закріплення, а також взаємодії окремих компонентів. Чисельні моделі дають змогу отримати результати, які в багатьох випадках не можуть бути досягнуті в реальному житті на підставі експерименту. Одним із прикладів цього є виявлення розподілу напруження за різних варіантів руйнації тіл хребців, а також моделювання різних способів фіксації цих ушкоджень.

У літературі [5, 7, 8] описано принципи побудови різних КЕМ хребта і порівняно їх з експериментальними даними, проте для моделей із варіантами руйнації різних відділів хребта і су-

міжних дисків таких досліджень мало. Зокрема, N. A. Langrana і співавт. [6] навели результати дослідження *in vitro* механізмів руйнації у випадках вибухових переломів груднопоперекового відділу хребта. Автори експериментально перевірили трисегментні блоки хребців —  $Th_{VIII}-Th_X$ ,  $Th_X-Th_{XII}$ ,  $Th_{XI}-L_I$ ,  $Th_{XII}-L_{II}$ , для яких побудували КЕМ. Проте стан моделі після руйнації не досліджували. Таким чином, на сьогодні недостатньо вивчено поведінку блоку хребців груднопоперекового відділу хребта після руйнування. Неповне розуміння механізмів перерозподілу зусиль приводить до використання різних способів фіксації переломів.

*Мета:* побудувати кінцево-елементні біомеханічні моделі вибухового перелому з 100 % ураженням тіла хребця  $Th_{XII}$  у блоці хребців  $Th_{IX}-L_V$  і порівняти їхній напружено-деформований стан за різних видів фіксації.

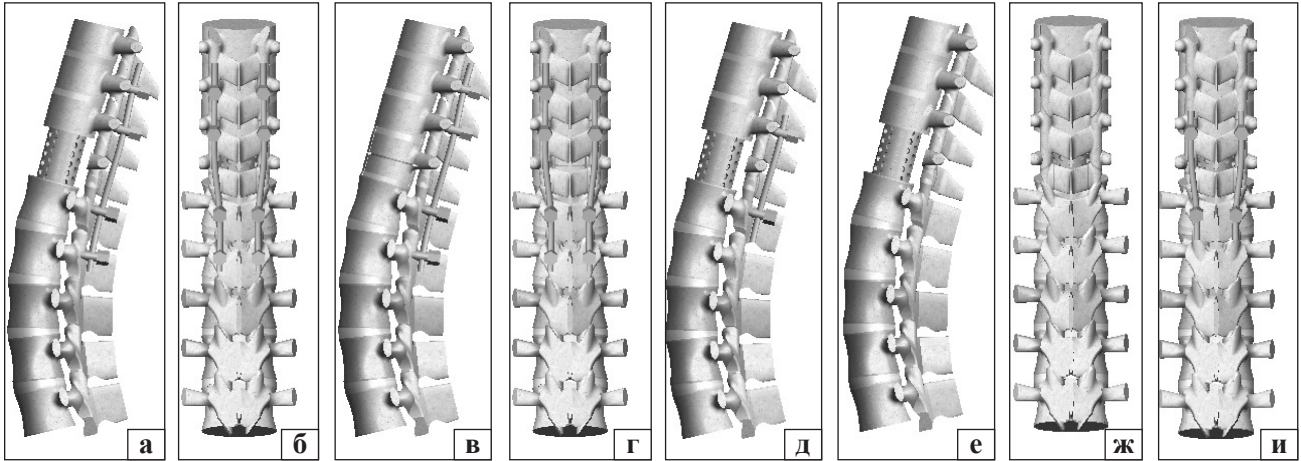
## Матеріал та методи

### *Побудова моделей*

У лабораторії біомеханіки ДУ «ПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» створено чотири розрахункові моделі блоку хребців  $Th_{IX}-L_V$ : 1) із заміною зруйнованого тіла хребця  $Th_{XII}$  міжтіловою опорою, руйнацією дуг хребців і фіксацією хребців  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$ ,  $L_I$ ,  $L_{II}$  транспедикулярною конструкцією (рис. 1, а, б); 2) із руйнацією 100 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$  і дуг хребців, фіксацією хребців  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$ ,  $L_I$ ,  $L_{II}$  транспедикулярною конструкцією (рис. 1, в, г); 3) із заміною зруйнованого тіла хребця  $Th_{XII}$  міжтіловою опорою, руйнацією дуг хребців і фіксацією хребців  $Th_{XI}$  і  $L_I$  бісегментарною транспедикулярною конструкцією; 4) із заміною зруйнованого тіла хребця  $Th_{XII}$  лише міжтіловою опорою. Геометричні моделі будували з використанням програми SolidWorks, розрахунки проводили в програмі ANSYS.

Транспедикулярні конструкції, які використано в побудові КЕМ, мали моноаксіальні гвинти для жорсткого кріплення в системі «гвинт – стрижень». У всіх варіантах моделей передбачене жорстке кріплення по нижній площині тіла хребця  $L_V$  і його суглобовим масам (рис. 2, а). Контакт між усіма елементами моделі моделювали за типом «bonded».

Вважали, що на верхню поверхню тіла хребця  $Th_{IX}$  діє навантаження верхньої частини тіла, яке моделюється силою 100 Н. Точка прикладання 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).



**Рис. 1.** Розрахункова модель із руйнацією 100 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$  і дуг хребців, фіксацією: міжтіловою опорою та хребців  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$ ,  $L_I$ ,  $L_{II}$  транспедикулярною конструкцією (а, б); хребців  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$ ,  $L_I$ ,  $L_{II}$  транспедикулярною конструкцією (в, г); міжтіловою опорою і хребців  $Th_{XI}$  і  $L_{II}$  транспедикулярною конструкцією (д, е); міжхребцевою опорою (ж, и)

### Властивості матеріалів

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Основні характеристики,  $E$  — модуль пружності (модуль Юнга) і  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона, узяті з літератури [1, 2, 4] і зведено в таблицю.

### Результати та їх обговорення

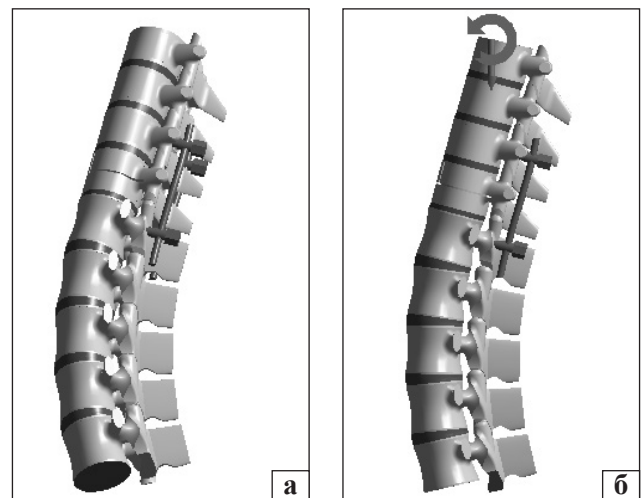
Розрахунок першого варіанта моделі з використанням міжтілової опори, фіксацією хребців  $Th_{XI}$ ,  $Th_{XII}$ ,  $L_I$ ,  $L_{II}$ . Аналіз НДС розрахункової моделі показав (рис. 3), що в разі використання кейджа та фіксації стрижнями хребців  $Th_{XI}$ ,  $Th_{XII}$ ,  $L_I$ ,  $L_{II}$  найбільш навантаженими були блоки хребців  $Th_{IX}-Th_X$  та  $L_{II}-L_V$ . Максимальні значення напружень за Мізесом у блоці хребців  $Th_{IX}-Th_X$  дорівнювали 6 МПа,  $L_{II}-L_V$  — 3,3 МПа. У хребці  $Th_{XI}$  рівень напружень не перевищував 1,5 МПа, у  $L_I$  — 2,0 МПа. Для блоку хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  найбільш напруженими виявилися ніжки хребця, а для  $L_I-L_V$  — пластини дуг.

У блоці хребців  $Th_X-L_{II}$  основне навантаження припадало на транспедикулярну конструк-

цію, причому більш напруженими були ділянки стрижнів між хребцями  $Th_X-Th_{XI}$  і  $L_I-L_{II}$ . На межі «гвинт – кістка» величина напружень за Мізесом становила 6,3 МПа (рис. 3, в), і максимальні — 40,1 МПа (рис. 4). Для міжтілової опори найбільш напруженою були передньоверхня (13,1 МПа) і задньонижня (11,7 МПа) ділянки.

Із виконаного розрахунку виявлено:

- у разі використання міжтілової опори хребці  $Th_{XI}$  і  $L_I$  були менш напруженими, ніж  $Th_X$  і  $L_{II}$ ;
- за умов вертикального навантаження найбільш напруженим виявився задній опорний комплекс;
- над хребцем  $Th_{XII}$  більш напруженими були ніжки хребця, а нижче — пластини дуг;
- максимальні напруження в транспедикулярній конструкції виявлені в стрижнях під механізмом кріплення гвинтів у хребцях  $Th_X$  та  $L_I$ , а також у нижніх стрижнях.



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

Таблиця  
Механічні характеристики використаних матеріалів

Тканина	$E$ (МПа)	$\nu$
Компактна кістка	18350	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящ	10,50	0,49
Міжхребцевий диск	4,50	0,45
Зона руйнації	33	0,45

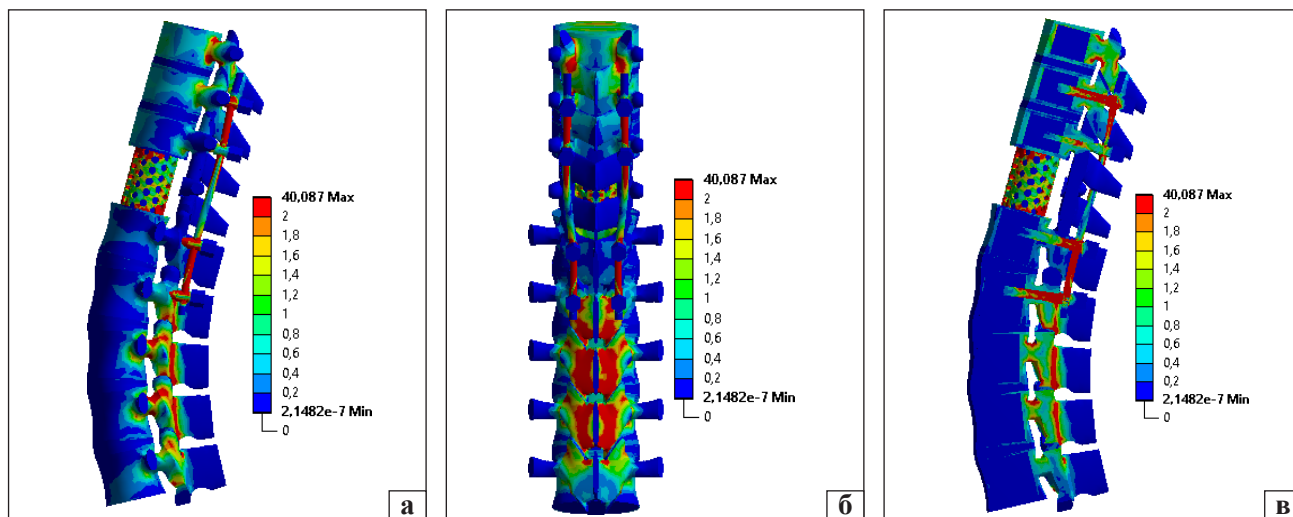


Рис. 3. Напруження за Мізесом у першій розрахунковій моделі: вигляд зліва (а) і ззаду (б); переріз через ліві гвинти і стрижень у сагітальній площині (в)

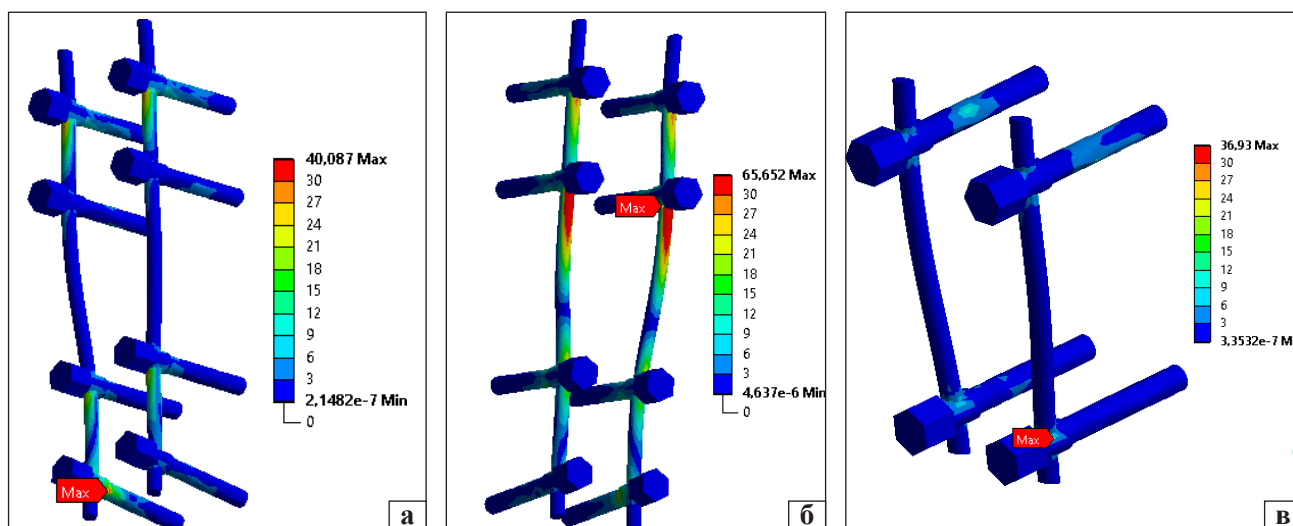


Рис. 4. Напруження за Мізесом у транспедиклярній конструкції: а) 8 гвинтів, перший варіант моделі; б) 8 гвинтів, другий варіант моделі; в) 4 гвинти, третій варіант моделі

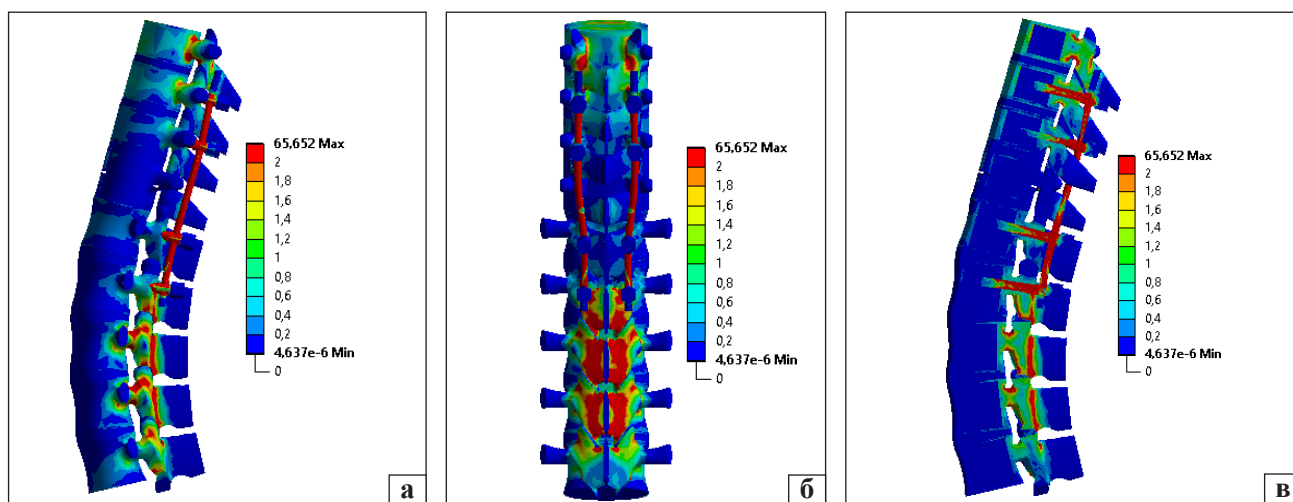


Рис. 5. Напруження за Мізесом у другій розрахунковій моделі: вигляд зліва (а) і ззаду (б); переріз через ліві гвинти і стрижень у сагітальній площині (в)

Розрахунок другого варіанта моделі з руйнацією 100 % об'єму тіла хребця  $Th_{XII}$ , фіксацією хребців  $Th_X, Th_{XB}, L_I, L_{II}$ . У результаті аналізу НДС другої розрахункової моделі (рис. 5) виявлено відмінності від моделі з міжтіловою опорою (першої) для хребця  $L_I$  і для фіксувальної конструкції. Зокрема, максимальні значення напружень за Мізесом у блоці хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  становили 6,2 МПа (6 МПа для першої моделі), у блоці хребців  $L_I-L_V$  — 3 МПа (3 МПа). У хребці  $Th_{XII}$  рівень напружень не перевищував 0,6 МПа (0,01 МПа для варіанта з міжтіловою опорою). Аналогічно до фіксації з міжтіловою опорою в блоці хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  найбільш напруженими виявилися нижчі хребця, а  $L_I-L_V$  — пластини дуг.

У блоці хребців  $Th_X-L_{II}$  на відміну від першої моделі стрижні транспедикулярної конструкції виявилися більш напруженими. На межі «гвинт – кістка» величина напружень за Мізесом дорівнювала 15,5 МПа (6,3 МПа для моделі з міжтіловою опорою) (рис. 5, в). Слід зазначити, що на межі «гвинт – кістка» в хребці  $Th_X$  максимальний рівень напружень становив 3 МПа (2,8 МПа в моделі з міжтіловою опорою), а в хребці  $L_I$  — 2,4 МПа (1 МПа). Максимальні значення напружень у стрижнях досягали величини 65,7 МПа (40,1 МПа в першій моделі) (рис. 4, б).

Таким чином, виявлено:

– використання транспедикулярної конструкції без видалення тіла хребця  $Th_{XII}$  змінило НДС

у задньому опорному комплексі порівнюючи модель із міжтіловою опорою;

– рівень напружень значно підвищився на межі «гвинт – кістка», особливо в хребцях  $L_I$  та  $L_{II}$ ;

– рівень напружень у стрижнях підвищився порівняно з моделлю з міжтіловою опорою. Максимальні напруження у фіксувальній конструкції виявлено в стрижнях під механізмом кріплення гвинтів у хребці  $Th_{XII}$ .

На діаграмах (рис. 6) наведено максимальні величини напружень за Мізесом у різних відділах хребців першої та другої розрахункових моделей.

У результаті аналізу НДС у розрахункових моделях із міжтіловою опорою і без неї можна зробити такі висновки:

– у разі використання міжтілової опори в тілах вище та нижче розташованих хребців рівень напружень більший порівняно з випадком розрахунків зі зруйнованим хребцем;

– у задньому опорному комплексі та ніжках хребців за умов застосування міжтілової опори напруження виявилися нижчими порівняно з варіантом зі зруйнованим хребцем;

– НДС на межі «гвинт – кістка» в разі використання міжтілової опори нижчий.

Розрахунок третього варіанта моделі з використанням міжтілової опори та фіксацією хребців  $Th_{XI}$  і  $L_I$ . Встановлено зростання НДС цієї моделі, особливо в задньому опорному комплексі, на відміну від моделі з кріпленням 8 гвинтами (рис. 7).

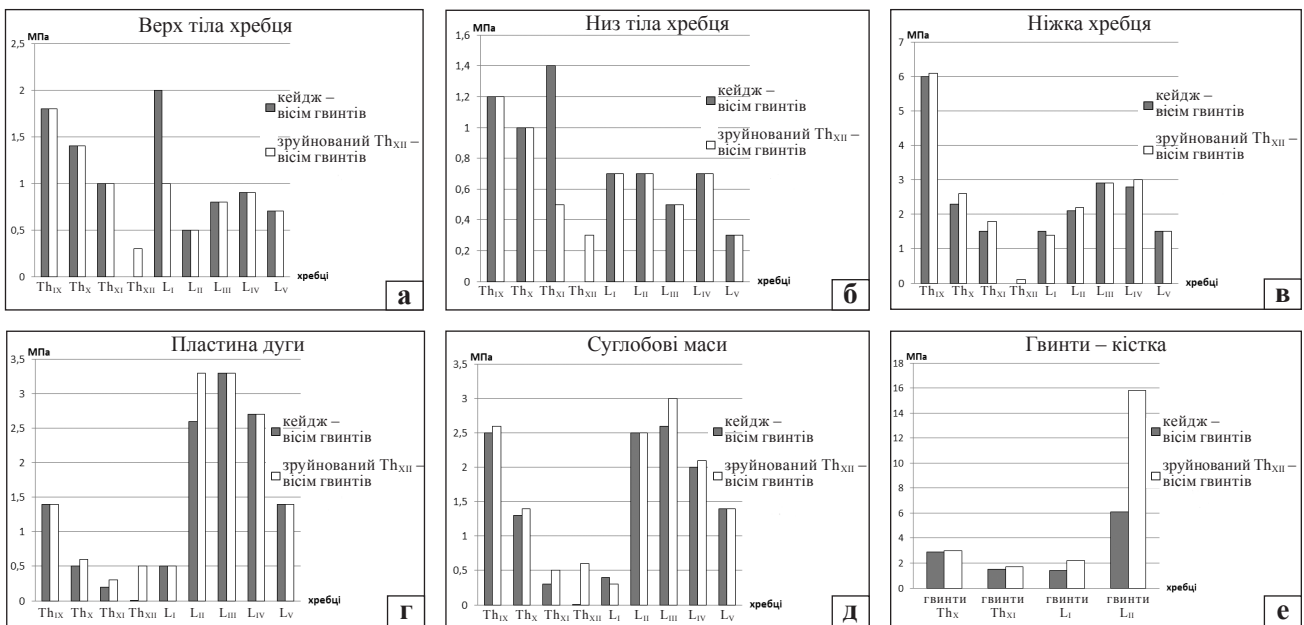


Рис. 6. Порівняння значень напружень за Мізесом у першій (кейдж – 8 гвинтів) та другій (зруйнований  $Th_{XII}$  – 8 гвинтів) розрахункових моделях

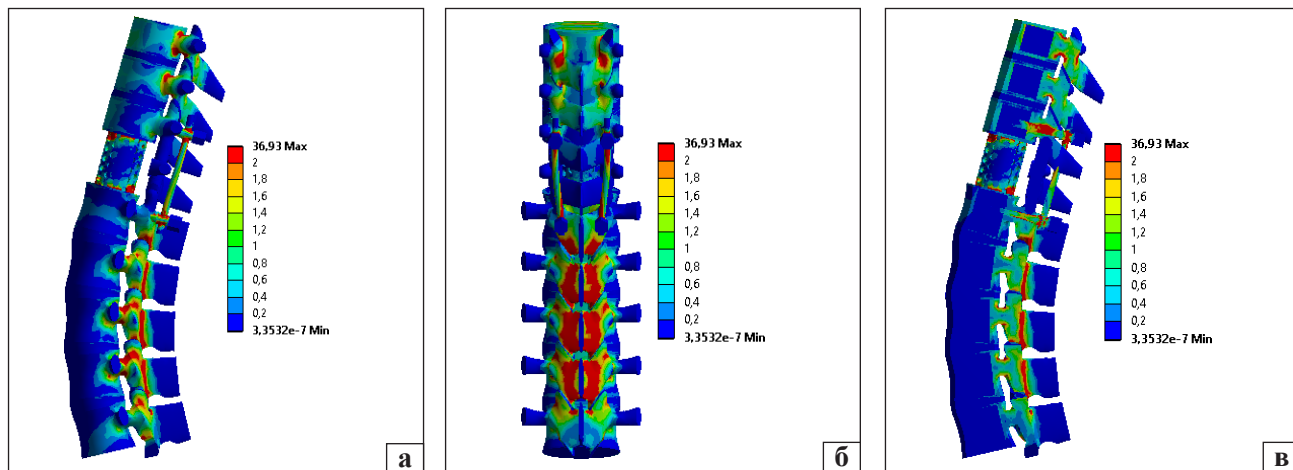


Рис. 7. Розподіл напружень за Мізесом у третій розрахунковій моделі: вигляд зліва (а) і ззаду (б); переріз через ліві гвинти і стрижень у сагітальній площині (в)

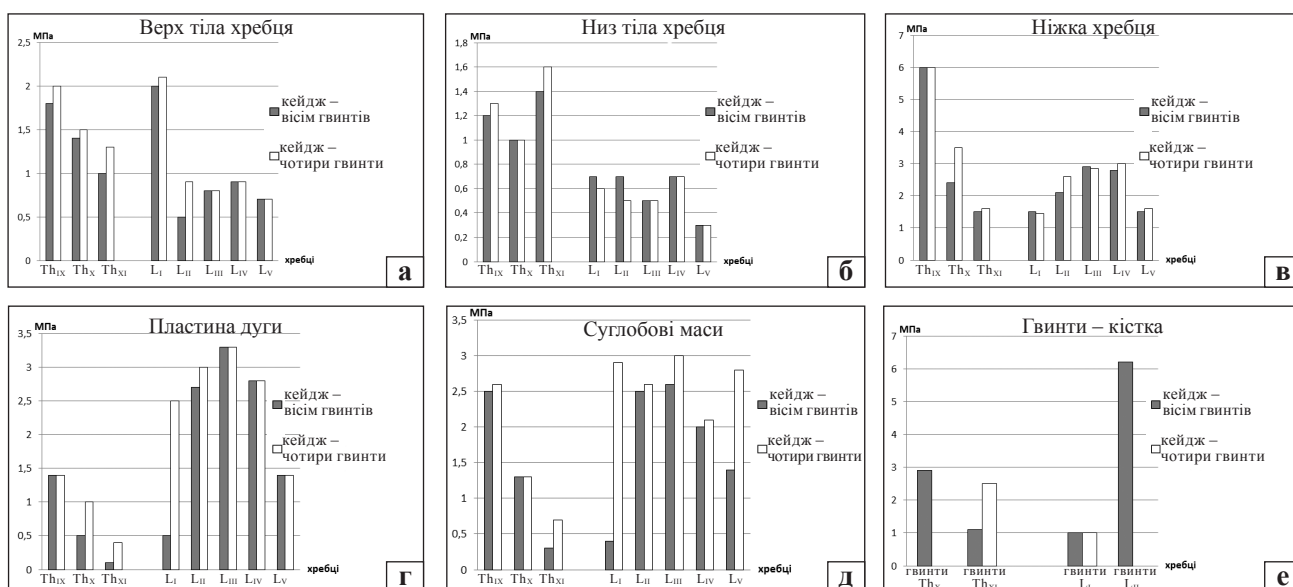


Рис. 8. Порівняння значень напружень за Мізесом у першій (кейдж – 8 гвинтів) та третій (кейдж – 4 гвинти) розрахункових моделях

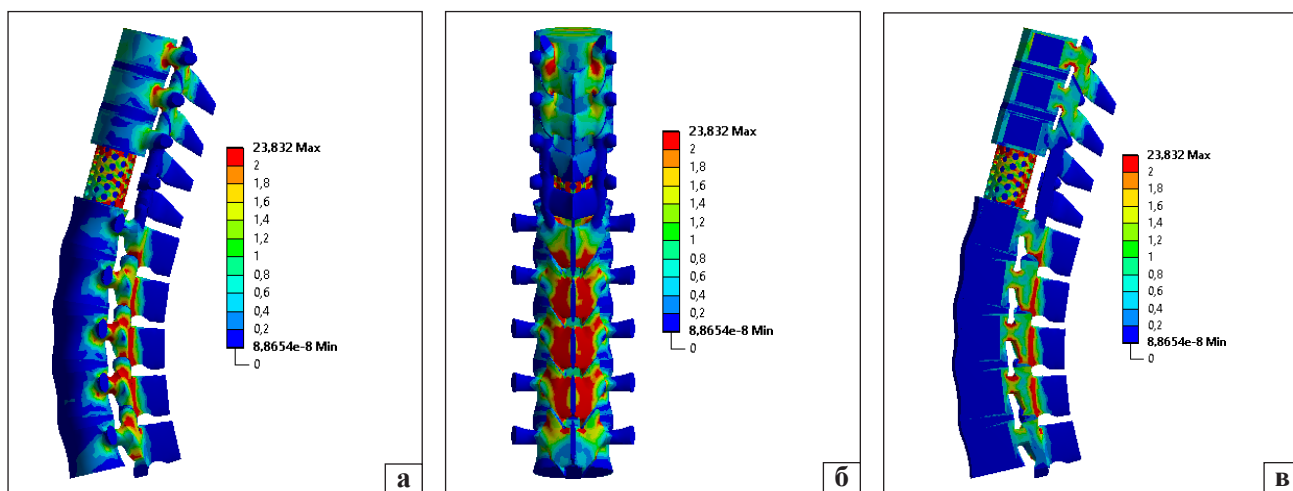


Рис. 9. Напруження за Мізесом у четвертій розрахунковій моделі: вигляд зліва (а) і ззаду (б); переріз через ліві гвинти і стрижень у сагітальній площині (в)

Зокрема, значення напружень за Мізесом у блоці хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  порівняно з моделлю з 8 гвинтами збільшилися від 10 до 40 %, у блоці хребців  $L_{II}-L_V$  — у середньому на 10–20 %. У хребці  $L_I$  рівень напружень різко підвищився в пластинах дуг і становив 2,5 МПа (0,5 МПа для варіанта з 8 гвинтами), суглобових масах — 2,9 МПа (0,4 МПа). Як і в разі фіксації 8 гвинтами, для блоку хребців  $Th_{IX}-Th_{XI}$  найбільш напруженими виявилися ніжки хребця, а для  $L_I-L_V$  — пластина дуг.

Хоча максимальні значення напружень у стрижнях становили 36,9 МПа та були меншими, ніж у моделі з 8 гвинтами — 40,1 МПа (рис. 4, б), на межі «гвинт – кістка» величина напружень за Мізесом для хребця  $Th_{XI}$  збільшилася й дорівнювала 2,5 МПа (1,2 МПа для варіанта з 8 гвинтами). Для міжтілової опори НДС не змінився, найбільш напруженими були передньоверхня (13,3 МПа (13,1 МПа для варіанта з 8 гвинтами)) та задньонижня (11,9 МПа (11,7 МПа)) ділянки.

На діаграмах (рис. 8) наведено максимальні величини напружень за Мізесом у різних відділах хребців першої та третьої розрахункових моделей.

Із проведеного розрахунку бачимо:

- використання транспедикулярної конструкції з 4 гвинтами змінило НДС у задньому опорному комплексі порівняно з моделлю з 8 гвинтами. Рівень напруженого стану в середньому збільшився від 10 до 40 %;

- рівень напружень значно підвищився в задньому опорному комплексі хребця  $L_I$ ;

- рівень напружень у стрижнях зменшився, а на межі «гвинт – кістка» в хребці  $Th_{XI}$  збільшився у два рази;

- у міжтіловій опорі НДС практично не змінився.

*Розрахунок четвертого варіанта моделі з використанням лише міжтілової опори.* У процесі аналізу визначено збільшення НДС (рис. 9) на відміну від випадку з кріпленням 8 гвинтами. Найбільше зростання спостерігали в хребцях  $Th_X$ ,  $Th_{XI}$ ,  $L_I$ ,  $L_{II}$ . Зокрема, значення напружень за Мізесом у блоці хребців  $Th_X-Th_{XI}$  порівняно з моделлю з 8 гвинтами підвищилися до 30 %, у блоці хребців  $L_I-L_{II}$  — до 40 %. У хребці  $L_I$  рівень напружень різко збільшився в пластинах дуг (3,9 МПа (0,5 МПа для варіанта з 8 гвинтами)) та суглобових масах (3,4 МПа (0,4 МПа)).

Для міжтілової опори НДС також змінився: в передньоверхній ділянці становив 9,1 МПа (13,1 МПа для варіанта з 8 гвинтами), а в задньонижній — 23,8 МПа (11,7 МПа). На діаграмах (рис. 10) наведено максимальні величини напружень за Мізесом у різних відділах хребців першої та четвертої розрахункових моделей.

Із проведеного розрахунку можна зробити висновки:

- використання лише міжтілової опори змінило НДС у задньому опорному комплексі порівняно з моделлю з 8 гвинтами. Рівень напруженого стану в середньому збільшився на 30–40 %;

- рівень напружень значно підвищився в задньому опорному комплексі хребця  $L_I$ ;

- у міжтіловій опорі НДС змінився — напружений стан підвищився у два рази в задньонижній ділянці;

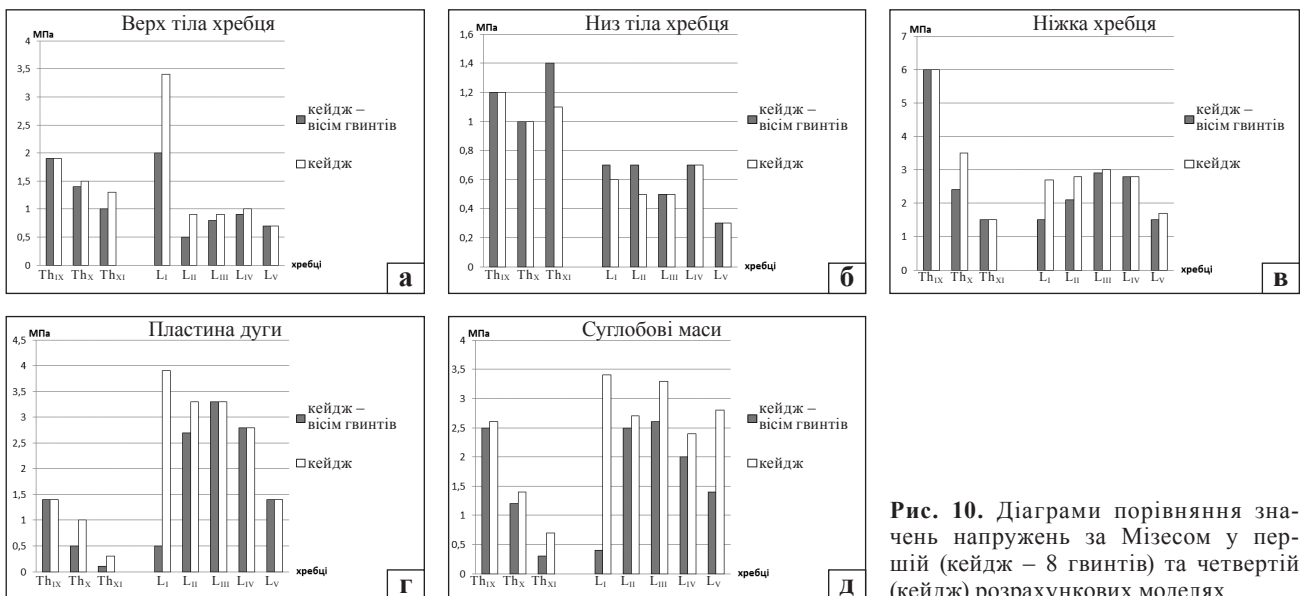


Рис. 10. Діаграми порівняння значень напружень за Мізесом у першій (кейдж – 8 гвинтів) та четвертій (кейдж) розрахункових моделях

– у разі використання лише міжтілової опори перевантаженням виявився задній опорний комплекс хребця L<sub>1</sub>.

## Висновки

Таким чином, аналіз напружено-деформованого стану розрахункових моделей показав, що в блоках хребців основне навантаження припадало на транспедикулярну конструкцію, де більш напруженими виявилися ділянки стрижнів між хребцями. Використання міжтілової опори суттєво не впливало на розподіл напружень і більш напруженими були задні відділи хребта та металева конструкція.

У випадку фіксації 8 гвинтами без міжтілової опори напружено-деформований стан значно збільшувався: на межі «гвинт – кістка» — більш ніж у 2 рази (від 6,3 до 15,5 МПа), у стрижнях — на 70 % (від 40 до 65 МПа). У разі фіксації 4 гвинтами з міжтіловою опорою рівень напружень у ділянці заднього опорного комплексу в середньому підвищився від 10 до 40 % порівняно з використанням 8 гвинтів. Застосування лише міжтілової опори призводило до значного перевантаження задніх відділів хребта.

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

## Список літератури

1. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотиллов. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
2. Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафрод, Ю. Ж. Саулгозис. — Рига : Зинатне, 1980. — 320 с.
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. Проблемы прочности в биомеханике : Учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / Под ред. И. Ф. Образцова. — М. : Высш. шк., 1988. — 311 с.
5. Радченко В. О. Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта за різноманітних методик хірургічного лікування вибухових переломів грудноперекового відділу (частина перша) / В. О. Радченко, К. О. Попсуйшапка, О. В. Яреско // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2017. — № 1. — С. 134–142. — DOI: 10.15674/0030-59872017127-33.
6. Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms / N. A. Langrana, R. D. Harten, D. C. Lin [et al.] // Spine. — 2002. — Vol. 27 (5). — P. 498–508.
7. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine / M. A. Liebschner, D. L. Kopperdahl, W. S. Rosenberg, T. M. Keaveny // Spine. — 2003. — Vol. 28 (6). — P. 559–565. — DOI: 10.1097/01.BRS.0000049923.27694.47.
8. Lazoglu I. Rigid and dynamic spinal system modeling by finite elements methods (in Turkish) / I. Lazoglu, E. Akgun // Intervertebral disc disease and dynamic stabilization of lumbar spine / Ed. A. F. Ozer. — V. K. V. American Hospital Publications, 2011. — Chapter 7. — P. 72–84.
9. 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.] // European Spine Journal. — 2007. — Vol. 16 (8). — P. 1145–1155. — DOI: 10.1007/s00586-007-0310-5.
10. 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.

Стаття надійшла до редакції 14.04.2017

## STUDY OF STRESS AND STRAIN STATE DISTRIBUTION OF SPINAL MODEL IN SURGICAL TECHNIQUES FOR VARIOUS TECHNIQUES FOR THORACOLUMBAR BURST FRACTURES (PART TWO)

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

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Kharkiv. Ukraine

✉ Volodymyr Radchenko, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: volod56@ukr.net

✉ Konstantin Popsuishapka, PhD: konstantin.popsuy@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com