

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

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023243-55>

## Математичне моделювання варіантів транспедикулярної фіксації ділянки груднопоперекового переходу після вертебректомії Th<sub>XII</sub> за умов нахилу тулуба назад

О. С. Нехлопочин<sup>1</sup>, В. В. Вербов<sup>1</sup>, Є. В. Чешук<sup>1</sup>, М. Ю. Карпінський<sup>2</sup>, О. В. Ярьсько<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут нейрохірургії імені акад. А. П. Ромоданова НАМН України», Київ

<sup>2</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

*Fractures at the thoracolumbar junction are the most common traumatic spinal injuries. Advances in instrumentation for vertebral body replacement have significantly improved surgical techniques. However, the biomechanical characteristics of stabilizing surgeries have been insufficiently studied. Objective. To investigate the stress-strain state (SSS) of a mathematical finite element model of the human thoracolumbar spine during trunk backward bending after Th<sub>XII</sub> vertebra resection, considering different transpedicular fixation options. Methods. A mathematical finite element model of the human thoracolumbar spine — Th<sub>IX–L<sub>V</sub></sub> vertebrae — was developed. The Th<sub>XII</sub> vertebra was removed, and an interbody support and transpedicular system with 8 screws were implanted to simulate the post-surgical state after a Th<sub>XII</sub> burst fracture with wide laminectomy, facetectomy, and corpectomy. The influence of transpedicular screw length and the presence of cross-links on the SSS of the model was examined. Results. The use of bicortical screws reduced stress levels in the bone elements of the model, except in the regions around the screws in the lumbar vertebrae, when compared to short screws. Installing cross-links decreased stress levels at all control points compared to models without cross-links. Specifically, in the presence of cross-links, the SSS values at the entry points of the short screws into the vertebral bodies of Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub>, L<sub>I</sub>, and L<sub>II</sub> were 2.3, 1.8, 1.2, and 5.0 MPa, respectively, compared to 2.7, 2.0, 1.5, and 6.1 MPa in the models without cross-links. In the case of bicortical screws without cross-links, the stress values at the screw entry points into the pedicles of the corresponding vertebrae were 2.9, 1.5, 8.2, and 11.2 MPa, respectively, compared to 2.7, 1.5, 7.5, and 10.2 MPa in the models with cross-links. Conclusions. When the trunk is tilted backward, the use of cross-links reduces stress levels at all control points in the models, regardless of the screw length used. Bicortical transpedicular screws increase stress levels on the screws themselves and in the lumbar vertebral bodies surrounding them. Key words. Finite element model, thoracolumbar junction, corpectomy, bicortical transpedicular stabilization, cross-link, extension.*

*Переломи ділянки груднопоперекового переходу є найчастішими травматичними ураженнями хребта. Удосконалення систем стабілізації та конструкцій для заміни тіл хребців значно покращило техніку хірургічних утручань. Але особливості біомеханіки варіантів стабілізуювальних операцій вивчені недостатньо. Мета. Вивчити напружено-деформований стан (НДС) моделі груднопоперекового відділу хребта під час нахилу тулуба назад після резекції хребця Th<sub>XII</sub> за різних варіантів транспедикулярної фіксації. Методи. Розроблено математичну скінченно-елементну модель груднопоперекового відділу хребта людини — хребці Th<sub>IX–L<sub>V</sub></sub>. Хребець Th<sub>XII</sub> видалено і встановлено міжтілову опору та транспедикулярну систему із 8 гвинтів. Тобто, імітовано стан після хірургічного втручання з приводу вибухового перелому Th<sub>XII</sub> із широкою ламінектомією, фасетектомією та корпектомією. Досліджували вплив на НДС моделі довжини транспедикулярних гвинтів і поперечних стяжок. Результати. Застосування бікортикальних гвинтів дозволило знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі порівняно з короткими, за винятком зон навколо гвинтів у хребцях поперекового відділу. Установлення поперечних стяжок, порівняно з моделями без них, зменшило рівень напружень на всіх контрольних точках. Зокрема, за наявності стяжок показники НДС на рівні входу короткого гвинта в тіла хребців Th<sub>X</sub>, Th<sub>XI</sub>, L<sub>I</sub> та L<sub>II</sub> становили 2,3; 1,8; 1,2; 5,0 МПа відповідно проти 2,7; 2,0; 1,5; 6,1 МПа в моделі без стяжок. У разі введення бікортикальних гвинтів без стяжок у ділянках входу гвинта в ніжку дуги відповідних хребців напруження дорівнювали 2,9; 1,5; 8,2; 11,2 МПа проти 2,7; 1,5; 7,5; 10,2 МПа в моделі зі стяжками. Висновки. За умов нахилу тулуба назад використання поперечних стяжок дозволяє знизити рівень напружень у всіх контрольних точках моделей незалежно від довжини використаних гвинтів. Застосування бікортикальних транспедикулярних гвинтів призводить до підвищення рівня напружень на них та навколо в тілах хребців поперекового відділу хребта.*

**Ключові слова.** Скінченно-елементна модель, груднопоперековий перехід, корпектомія, бікортікальна транспедикулярна стабілізація, поперечна стяжка, екстензія

## Вступ

Переломи ділянки груднопоперекового переходу є найчастішими травматичним ураженнями хребта, при цьому переломи вибухового типу складають від 21 до 30 % усіх типів ушкоджень цієї зони [1]. Метою лікування вибухових переломів є декомпресія хребтового каналу, відновлення осі хребта шляхом корекції кіфотичної деформації та забезпечення стабільності цієї корекції. Для досягнення бажаних результатів у абсолютній більшості випадків зазначені ушкодження потребують хірургічного втручання [2, 3]. Нині розроблено кілька різних варіантів хірургічної корекції, що реалізуються із заднього чи переднього доступу, також можливі комбіновані варіанти. При цьому питання щодо переваг того чи іншого підходу залишається предметом дискусій [4, 5]. Класично, під час утручань із заднього доступу виконують адекватну декомпресію шляхом ламінектомії, за необхідності — фасетектомії та видалення кісткових фрагментів тіла хребця, які компримують дуральний мішок вентрально, а стабілізація реалізується з використанням транспедикулярних фіксаторів. У разі передніх або передньобічних доступів проводять корпектомію з декомпресією дурального мішка, заміщення тіла хребця автотрансплантатом або металоконструкцією з наступною фіксацією тіл, суміжних з резектованим, пластиною чи балками [6]. Біомеханічні особливості результатів таких операцій вивчені достатньо, що разом із задокументованими ускладненнями в ранньому чи віддаленому післяопераційних періодах визначає пошук ефективніших варіантів хірургічних утручань [7, 8].

Розвиток медицини останніми десятиліттями та впровадження у клінічну практику досконаліших систем стабілізації та конструкцій для заміни тіл хребців дозволили значно оптимізувати техніку хірургічних утручань ділянки груднопоперекового відділу хребта. Нині виконання тотальної корпектомії з установкою імплантата тіла хребця зі заднього доступу та подальшою адекватною дозованою корекцією осі хребта шляхом установки транспедикулярної системи не становить значних складнощів. При цьому особливості біомеханіки такого хірургічного втручання вивчені недостатньо. Слід зазначити, що дискусійне на сьогодні питання щодо довгої або короткої фіксації за умов вибухових переломів груднопоперекового відділу хребта не належить до хірургічних утручань із корпектомією [9]. Зокрема, ураховуючи, що встановлення конструкції для заміни тіла хребця обу-

мовлює підвищені вимоги до стабільності фіксації, переважно розглядають лише довгу (мінімум 8-гвинтову) стабілізацію.

Відомо, що подовження системи фіксації разом зі збільшенням надійності пов'язане з низкою клінічних та економічних недоліків. Тому оптимізація методики може бути досягнута лише шляхом підвищення надійності без збільшення довжини. Згідно з даними літератури, основними чинниками, які впливають на стабільність транспедикулярної системи, є глибина введення транспедикулярного гвинта і наявність поперечних стяжок, що, проте, має певні особливості для кожного виду втручання та потребує подальшого дослідження [10–12].

*Мета:* вивчити напружено-деформований стан моделі ділянки груднопоперекового відділу хребта за умов нахилу тулуба назад після резекції хребця Th<sub>XII</sub> та різних варіантів транспедикулярної фіксації.

## Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» було розроблено математичну скінченно-елементну модель груднопоперекового відділу хребта людини, яка містила хребці Th<sub>IX</sub>–L<sub>V</sub> [13]. Хребець Th<sub>IX</sub> з неї видалили, встановили елементи металоконструкцій — міжтілову опору та транспедикулярну систему з 8 гвинтів. Тобто, ми імітували стан після хірургічного втручання з приводу вибухового перелому Th<sub>IX</sub> із широкою ламінектомією, фасетектомією та корпектомією (рис. 1).

У процесі дослідження моделювали 4 варіанти транспедикулярної фіксації з використанням коротких і довгих гвинтів, які проходять через кірковий шар передньої поверхні тіла хребця (бікіркове введення), а також двох поперечних стяжок та без них (рис. 2).

Під час моделювання матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин (компактна та губчаста кісткові тканини, міжхребцеві диски) та штучних матеріалів для математичного моделювання отримано з літератури (табл. 1) [14–18]. Матеріал елементів конструкції — титан. Для аналізу використано такі характеристики, як  $E$  — модуль пружності (модуль Юнга),  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона.

Напружено-деформований стан (НДС) моделей досліджували під впливом згинального

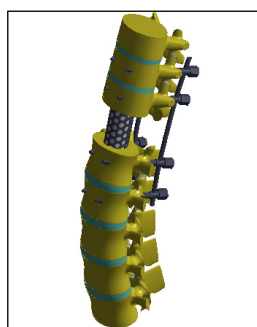
навантаження, яке діє спереду назад та імітує нахил тулуба назад. Навантаження прикладали до тіла Th<sub>IX</sub> хребця та суглобових поверхонь його остистих виростків. Величина навантаження складала 350 Н, що відповідає вазі верхньої частини тіла [19]. По дистальній поверхні диска L модель мала жорстке закріплення (рис. 3).

Для зручного дослідження змін НДС моделей залежно від способу транспедикулярної фіксації для реєстрації величин напружень обрані контрольні точки (рис. 4):

1. Тіло хребця Th<sub>IX</sub>;
2. Тіло хребця Th<sub>X</sub>;
3. Тіло хребця Th<sub>XI</sub>;
4. Тіло хребця L<sub>I</sub>;
5. Тіло хребця L<sub>II</sub>;
6. Тіло хребця L<sub>III</sub>;
7. Тіло хребця L<sub>IV</sub>;
8. Тіло хребця L<sub>V</sub>;
9. Нижня замикальна пластина тіла Th<sub>XI</sub>;

10. Верхня замикальна пластина тіла L<sub>I</sub>;
11. Вхід гвинта в ніжку дуги Th<sub>X</sub> хребця;
12. Вхід гвинта в ніжку дуги Th<sub>XI</sub> хребця;
13. Вхід гвинта в ніжку дуги L<sub>I</sub> хребця;
14. Вхід гвинта в ніжку дуги L<sub>II</sub> хребця;
15. Гвинти Th<sub>X</sub>;
16. Гвинти Th<sub>XI</sub>;
17. Гвинти L<sub>I</sub>;
18. Гвинти L<sub>II</sub>;
19. Стяжки між гвинтами в тілах Th<sub>X</sub>–Th<sub>XI</sub>;
20. Стяжки між гвинтами в тілах L<sub>I</sub>–L<sub>II</sub>;
21. Міжтілова опора.

Дослідження НДС моделей виконували з використанням методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки НДС моделей застосовано напруження за Мізесом [20]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДС моделей — програмного комплексу CosmosM [21].

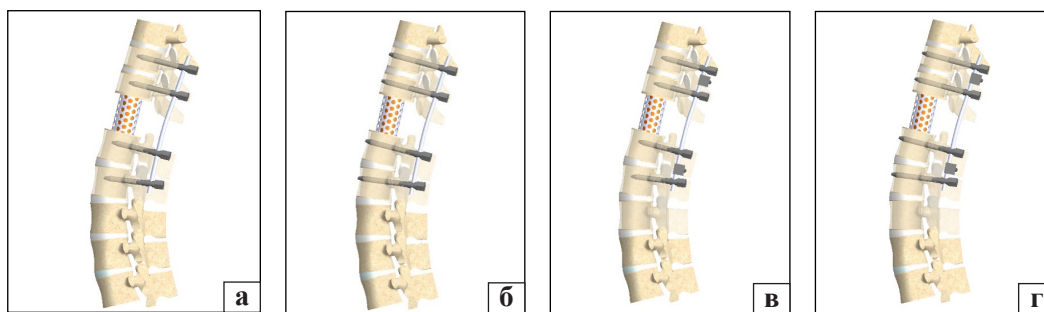


**Рис. 1.** Математична скінченно-елементна модель груднопоперекового відділу хребта людини після видалення Th<sub>IX</sub> хребця та встановлення імплантата тіла хребця й стабілізувальної системи

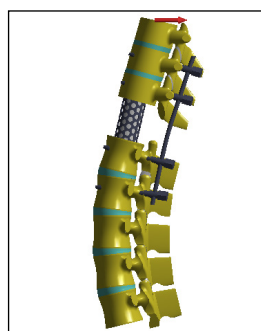
Таблиця 1

**Механічні характеристики використаних у процесі моделювання матеріалів**

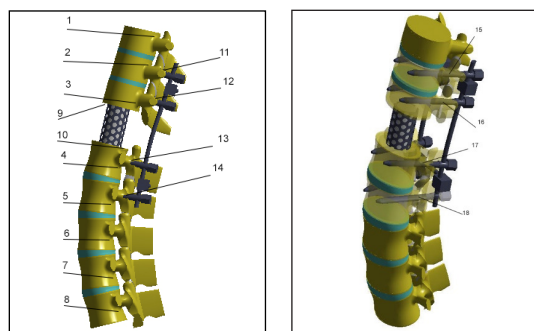
Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кіркова кістка	10 000	0,30
Губчаста кістка	450	0,20
Суглобовий хрящ	10,5	0,49
Міжхребцеві диски	4,2	0,45
Титан BT-16	110 000	0,30



**Рис. 2.** Моделі з різними варіантами транспедикулярної фіксації: короткі (а) та довгі (б) гвинти без поперечних стяжок; короткі (в) та довгі (г) гвинти з поперечними стяжками



**Рис. 3.** Схема навантаження моделей



**Рис. 4.** Схема розташування контрольних точок

## Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи вивчено НДС моделі грудопоперкового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає за умов нахилу тулуба назад. Моделювали транспедикулярну фіксацію короткими гвинтами без поперечних стяжок. Розподіл напружень у моделі наведено на рис. 5.

Проведені дослідження показали, що за використання коротких гвинтів без поперечних стяжок під час нахилу тулуба назад максимальні напруження 16,5 МПа виникають в тілі хребця L<sub>IV</sub>. У тілах хребців L<sub>I</sub>, L<sub>II</sub>, L<sub>V</sub> напруження теж набувають значної величини і визначаються в межах від 12,5 до 13,4 МПа. Також високий рівень напружень зафіксовано в місцях контакту хребців із міжтіловою опорою: L<sub>I</sub> — 9,7 МПа, Th<sub>XI</sub> — 8,3 МПа. Навколо гвинтів максимальні напруження виникли в хребці L<sub>II</sub> — 6,1 МПа, в інших — показник не перевищував межі 2,7 МПа. Найнапруженішим серед фіксувальних гвинтів виявився розташований у хребці L<sub>I</sub> (30,1 МПа), мінімально — у хребці L<sub>II</sub> (9,4 МПа). Напруження на гвин-

тах у хребцях грудного відділу були розподілені майже рівномірно в межах від 14,6 до 15,3 МПа, у міжтіловій опорі — визначені на рівні 45,1 МПа (табл. 2).

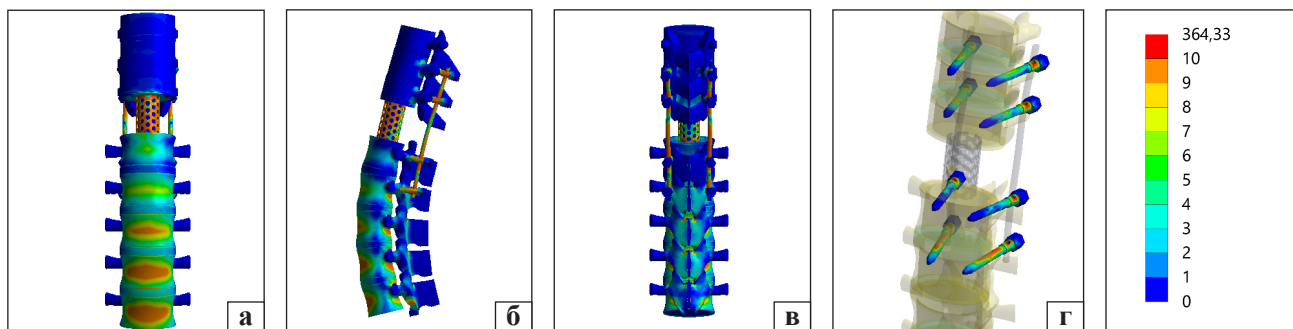
На рис. 6 наведено НДС моделі грудопоперкового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає за умов нахилу тулуба назад (транспедикулярна фіксація довгими гвинтами без поперечних стяжок).

Заміна коротких фіксувальних гвинтів на довгі за умов нахилу тулуба назад привела до незначних змін рівня напружень у кісткових структурах, в основному в бік зниження. Незначне підвищення рівня напружень у середньому на 0,2 МПа визначено в тілах хребців L<sub>II</sub>–L<sub>V</sub>. Більше підвищення зафіксоване навколо гвинтів, розташованих у хребцях поперкового відділу: L<sub>I</sub> — до 8,2 МПа, L<sub>II</sub> — до 11,2 МПа. У всіх елементах металевої конструкції рівень напружень підвищився: найбільше — на гвинті в хребці L<sub>I</sub> (до 16,8 МПа), у міжтіловій опорі — незначно (до 46,0 МПа) (табл. 2).

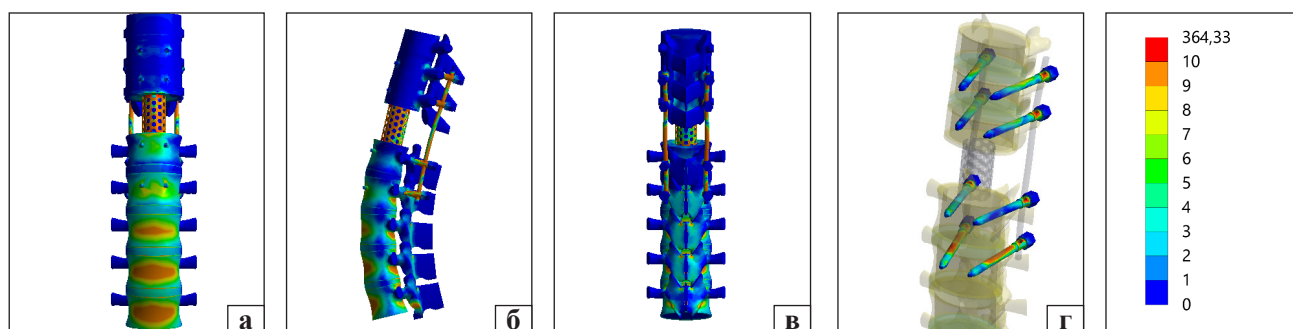
Таблиця 2

**Величини напружень у моделях грудопоперкового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає під час нахилу тулуба назад, за різних варіантів транспедикулярної фіксації**

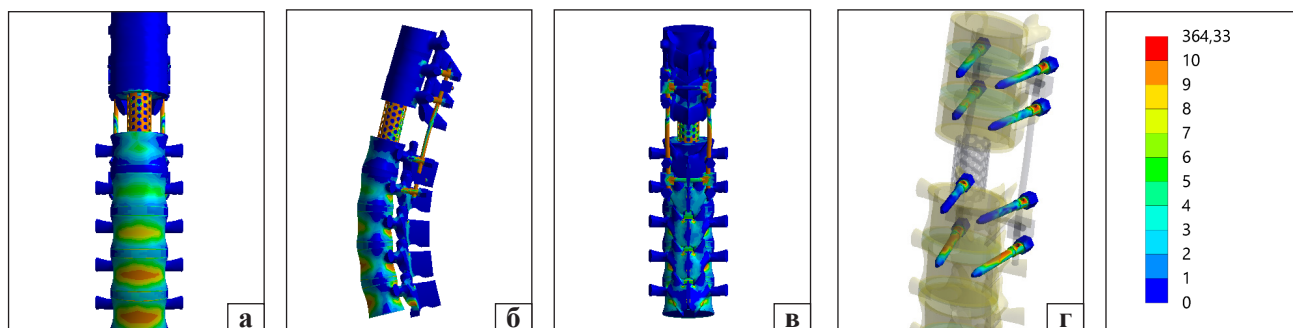
№	Контрольна точка зона	Напруження, МПа				
		без стяжок		зі стяжками		
		короткий гвинт	довгий гвинт	короткий гвинт	довгий гвинт	
1	кісткова тканина	тіло хребця Th <sub>IX</sub>	1,4	1,4	1,4	1,4
2		тіло хребця Th <sub>X</sub>	5,6	4,9	5,5	4,5
3		тіло хребця Th <sub>XI</sub>	5,0	4,6	4,7	4,2
4		тіло хребця L <sub>I</sub>	6,8	6,3	6,5	6,0
5		тіло хребця L <sub>II</sub>	12,5	12,7	11,5	11,4
6		тіло хребця L <sub>III</sub>	13,3	13,4	12,3	12,4
7		тіло хребця L <sub>IV</sub>	16,5	16,9	16,2	16,6
8		тіло хребця L <sub>V</sub>	13,4	13,8	12,9	13,0
9		нижня замикальна пластина тіла Th <sub>XI</sub>	8,3	8,2	8,0	6,4
10		верхня замикальна пластина тіла L <sub>I</sub>	9,7	9,3	8,4	7,7
11		вхід гвинтів Th <sub>X</sub>	2,7	2,9	2,3	2,7
12		вхід гвинтів Th <sub>XI</sub>	2,0	1,5	1,8	1,5
13		вхід гвинтів L <sub>I</sub>	1,5	8,2	1,2	7,5
14		вхід гвинтів L <sub>II</sub>	6,1	11,2	5,0	10,2
15	металева конструкція	гвинти Th <sub>X</sub>	15,3	18,3	14,5	16,1
16		гвинти Th <sub>XI</sub>	14,6	19,6	13,6	18,4
17		гвинти L <sub>I</sub>	9,4	16,8	7,1	16,4
18		гвинти L <sub>II</sub>	30,1	38,2	27,1	33,3
19		стяжки Th <sub>X</sub> –Th <sub>XI</sub>	—	—	2,8	2,3
20		стяжки L <sub>I</sub> –L <sub>II</sub>	—	—	5,8	6,3
21		міжтілова опора	45,1	46,0	40,2	40,3



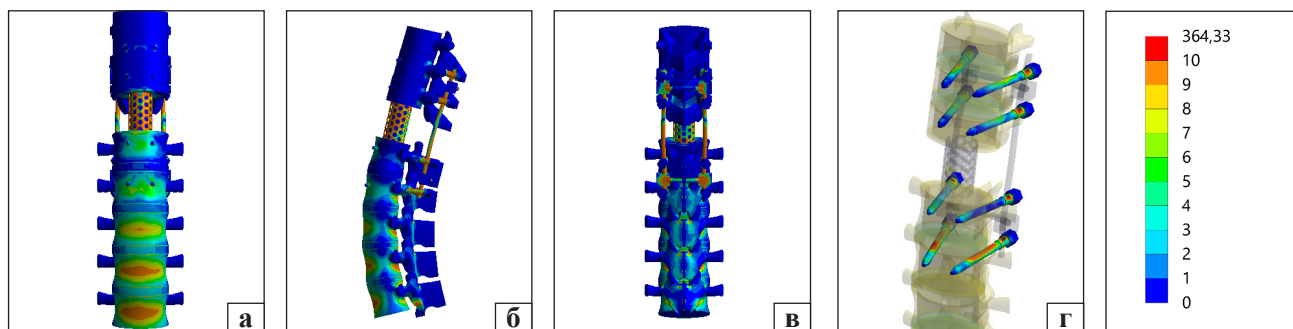
**Рис. 5.** Картина розподілу напружень у моделі грудноперекового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає за умов нахилу тулуба назад. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без поперечних стяжок: вигляд спереду (а), збоку (б) та ззаду (в); гвинти (г)



**Рис. 6.** Розподіл напружень у моделі грудноперекового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає під час нахилу тулуба назад. Транспедикулярна фіксація довгими гвинтами без поперечних стяжок: вигляд спереду (а), збоку (б) та ззаду (в); гвинти (г)



**Рис. 7.** Розподіл напружень у моделі грудноперекового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає під час нахилу тулуба назад. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами з поперечними стяжками: вигляд спереду (а), збоку (б) та ззаду (в); гвинти (г)



**Рис. 8.** Розподіл напружень у моделі грудноперекового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає під час нахилу тулуба назад. Транспедикулярна фіксація короткими довгими з поперечними стяжками: вигляд спереду (а), збоку (б) та ззаду (в); гвинти (г)

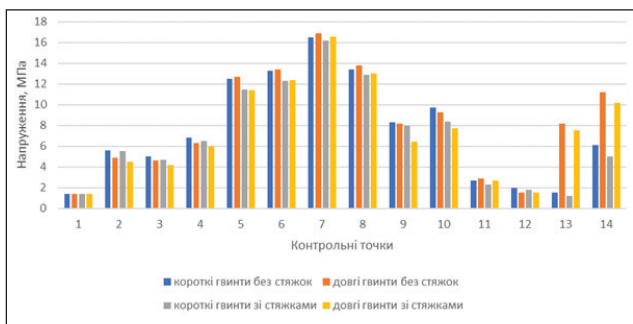


Рис. 9. Діаграма величин напружень у контрольних точках на кісткових елементах моделей.

Картину розподілу напружень у моделі груднопоперекового відділу хребта після резекції хребця Th<sub>XII</sub> під впливом навантаження, яке виникає під час нахилу тулуба назад (транспедикулярна фіксація короткими гвинтами з поперечними стяжками) подано на рис. 7. Показано, що використання поперечних стяжок дозволило знизити рівень напружень у всіх контрольних точках моделі (табл. 2). Величини напружень саме на стяжках визначено на рівні 2,8 і 5,8 МПа у грудному та поперековому відділах відповідно.

Останнім етапом роботи розглянуто вплив поперечних стяжок у разі використання довгих фіксувальних гвинтів на розподіл напружень у моделі за умов нахилу тулуба назад (рис. 8). Доведено, відсутність значних змін НДС у цьому випадку порівняно з моделлю з довгими гвинтами без стяжок, але всі зміни спрямовані в бік зменшення величини напружень (табл. 2).

На діаграмі (рис. 9) наочно бачимо, що величини напружень у кісткових елементах моделей за всіх варіантів транспедикулярної фіксації груднопоперекового відділу хребта під впливом навантаження, яке виникло під час нахилу тулуба назад, суттєво не відрізняються. Загальну тенденцію можна охарактеризувати так: використання довгих гвинтів дає змогу знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі порівняно з короткими, за винятком зони навколо них у хребцях поперекового відділу. При цьому власне на довгих гвинтах встановлено підвищення рівня напружень.

Поперечні стяжки знижують рівень напружень у всіх контрольних точках моделі порівняно з моделями без стяжок.

Для оцінювання загальної картини біомеханіки фіксованого груднопоперекового відділу хребта та визначення оптимальної методики стабілізації результати, отримані в наведеному дослідженні, слід інтерпретувати щодо їхньої клінічної зна-

чущості в порівнянні з результатами досліджень інших патернів навантаження.

## Висновки

За умов нахилу тулуба назад використання поперечних стяжок дозволяє знизити рівень напружень у всіх контрольних точках моделей незалежно від довжини використаних фіксувальних гвинтів.

Збільшення довжини фіксувальних гвинтів призводить до підвищення рівня напружень на них і, як наслідок, у тілах хребців поперекового відділу хребта навколо цих гвинтів, що має безумовне клінічне значення.

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

## Список літератури

- Katsuura, Y., Osborn, J. M., & Cason, G. W. (2016). The epidemiology of thoracolumbar trauma: A meta-analysis. *Journal of orthopaedics*, 13(4), 383–388. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2016.06.019>
- Tanasansomboon, T., Kittipibul, T., Limthongkul, W., Yingsakmongkol, W., Kotheeranurak, V., & Singhatanadgige, W. (2022). Thoracolumbar burst fracture without neurological deficit: review of controversies and current evidence of treatment. *World neurosurgery*, 162, 29–35. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2022.03.061>
- Popsuishapka, K. O. (2018). *Treatment of the thoracic and lumbar spine vertebrae fractures (clinical and experimental justification)* [Doctoral thesis, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology NAMS of Ukraine, Kharkiv] <https://sytenko.org.ua/scientific-activity/thesis>. (in Ukrainian)
- Dai, L. Y., Jiang, L. S., & Jiang, S. D. (2009). Anterior-only stabilization using plating with bone structural autograft versus titanium mesh cages for two- or three-column thoracolumbar burst fractures: a prospective randomized study. *Spine*, 34(14), 1429–1435. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181a4e667>
- Xu, G. J., Li, Z. J., Ma, J. X., Zhang, T., Fu, X., & Ma, X. L. (2013). Anterior versus posterior approach for treatment of thoracolumbar burst fractures: a meta-analysis. *European spine journal*, 22(10), 2176–2183. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-2987-y>
- Dai, L. Y., Jiang, S. D., Wang, X. Y., & Jiang, L. S. (2007). A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surgical neurology*, 67(3), 221–231. <https://doi.org/10.1016/j.surneu.2006.08.081>
- Kaneda, K., Taneichi, H., Abumi, K., Hashimoto, T., Satoh, S., & Fujiya, M. (1997). Anterior decompression and stabilization with the Kaneda device for thoracolumbar burst fractures associated with neurological deficits. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 79(1), 69–83. <https://doi.org/10.2106/00004623-199701000-00008>
- Galbusera, F., Volkheimer, D., Reitmaier, S., Berger-Roscher, N., Kienle, A., & Wilke, H. J. (2015). Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? *European spine journal*, 24(5), 1005–1016. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3768-6>
- Wong, C. E., Hu, H. T., Tsai, C. H., Li, J. L., Hsieh, C. C., & Huang, K. Y. (2021). Comparison of Posterior Fixation Strategies for Thoracolumbar Burst Fracture: A Finite Element Study. *Journal of biomechanical engineering*, 143(7), 071007. <https://doi.org/10.1115/1.4050537>
- Liu, J., Yang, S., Lu, J., Fu, D., Liu, X., & Shang, D. (2018). Biomechanical effects of USS fixation with different screw

- insertion depths on the vertebrae stiffness and screw stress for the treatment of the L1 fracture. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 31(2), 285–297. <https://doi.org/10.3233/BMR-169692>
11. Cornaz, F., Widmer, J., Snedeker, J. G., Spirig, J. M., & Farshad, M. (2021). Cross-links in posterior pedicle screw-rod instrumentation of the spine: a systematic review on mechanical, biomechanical, numerical and clinical studies. *European spine journal*, 30(1), 34–49. <https://doi.org/10.1007/s00586-020-06597-z>
  12. Karami, K. J., Buckenmeyer, L. E., Kiapour, A. M., Kelkar, P. S., Goel, V. K., Demetropoulos, C. K., & Soo, T. M. (2015). Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth effect on screw stability under cyclic loading and subsequent pullout. *Journal of spinal disorders & techniques*, 28(3), E133–E139. <https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000178>
  13. Nekhlopochyn, O. S., Verbov, V. V., Karpinsky, M. Y., & Yaresko, O. V. (2021). Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth and role of cross-link in thoracolumbar junction fracture surgery: a finite element study under compressive loads. *Ukrainian Neurosurgical Journal*, 27(3), 25–32. <https://doi.org/10.25305/unj.230621>
  14. Cowin, S. C. (2001). *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton: CRC Press.
  15. Boccaccio, A., & Pappalettere, C. (2011) Mechanobiology of fracture healing: basic principles and applications in orthodontics and orthopaedics. In V. Klika (Ed.), *Theoretical Biomechanics* (pp. 21–48). Rijeka, Croatia.
  16. Nekhlopochin, A. S., Nekhlopochin, S. N., Karpinsky, M. Yu., Shvets, A. I., Karpinskaya, E. D., & Yaresko, A. V. (2017). Mathematical analysis and optimization of design characteristics of stabilizing vertebral body replacing systems for subaxial cervical fusion using the finite element method. *Hirurgiâ pozvonocnika*, 14(1), 37–45. <https://doi.org/10.14531/ss2017.1.37-45>
  17. Radchenko, V., Kutsenko, V., Popov, A., Karpinsky M., & Karpinska, O. (2022). Modeling the variants of transpedicular fixation of the thoracic spine in the rejection of one-three vertebrae. *Trauma*, 18(5), 95–102. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125> (in Ukrainian)
  18. Niinomi, M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 30–42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001>
  19. Krishnan, R. H., Devanandh, V., Brahma, A. K., & Pugazhenth, S. Estimation of mass moment of inertia of human body, when bending forward, for the design of a self-transfer robotic facility. *Journal of Engineering Science and Technology*, 11(2), 166–176.
  20. Rao, S. S. (2010). *The finite element method in engineering* (5<sup>th</sup> ed). Editeur: Elsevier Science.
  21. Kumar, K., Zindani, D., & Davim, J. P. (2020). Mastering SolidWorks. *Practical Examples*. Springer Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-38901-7>

Стаття надійшла до редакції 14.04.2023

## MATHEMATICAL MODELING OF VARIANTS OF TRANSPEDICULAR FIXATION AT THE THORACOLUMBAR JUNCTION AFTER TH<sub>XII</sub> VERTEBRECTOMY DURING TRUNK BACKWARD BENDING

O. S. Nekhlopochyn<sup>1</sup>, V. V. Verbov<sup>1</sup>, I. V. Cheshuk<sup>1</sup>, M. Yu. Karpinsky<sup>2</sup>, O. V. Yaresko<sup>2</sup><sup>1</sup> Romodanov Neurosurgery Institute, Kyiv, Ukraine<sup>2</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv✉ Oleksii Nekhlopochyn, MD, PhD: [AlexeyNS@gmail.com](mailto:AlexeyNS@gmail.com)✉ Vadim Verbov, MD, PhD: [v.verbov@gmail.com](mailto:v.verbov@gmail.com)✉ Ievgen Cheshuk, MD: [evcheshuk@gmail.com](mailto:evcheshuk@gmail.com)✉ Mykhailo Karpinsky: [korab.karpinsky9@gmail.com](mailto:korab.karpinsky9@gmail.com)✉ Olexander Yaresko: [avyresko@gmail.com](mailto:avyresko@gmail.com)