

Ukr Neurosurg J. 2021;27(3):25-32
doi: 10.25305/unj.230621

Біомеханічна оцінка значення глибини введення транспедикулярного гвинта і установки поперечних стяжок при лікуванні травматичних ушкоджень грудо-поперекового переходу: дослідження методом скінченних елементів при стискальному навантаженні

Нехлопочин О.С.¹, Вербов В.В.², Карпінський М.Ю.³, Ярьсько О.В.³

¹ Відділення патології спинного мозку та хребта, Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України, Київ, Україна

² Відділення відновлювальної нейрохірургії, Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України, Київ, Україна

³ Лабораторія біомеханіки, Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України, Харків, Україна

Надійшла до редакції 05.05.2021
Прийнята до публікації 21.07.2021

Адреса для листування:

Нехлопочин Олексій Сергійович,
Відділення патології спинного мозку та хребта, Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова, вул. Платона Майбороди, 32, Київ, 04050, Україна, e-mail: AlexeyNS@gmail.com

Зона грудо-поперекового переходу є одним з відділів хребта людини, який найчастіше ушкоджується при впливі травмувального чинника. Для досягнення адекватної декомпресії та стабілізації при тяжких травматичних ушкодженнях цього рівня часто виконують корпоректомію в комбінації із задньою декомпресією та відновленням опорної функції хребта шляхом імплантації міжтілової опори і задньої транспедикулярної стабілізації. Очевидно, що такі втручання характеризуються значною нестабільністю сегмента, котрий оперують, що зумовлює підвищені вимоги до жорсткості та надійності задньої фіксації. Нами змодельована ситуація дворівневої корпоректомії з подальшим заміщенням тіл сітчастим імплантатом і задньою транспедикулярною стабілізацією 8 гвинтами.

Мета: вивчити напружено-деформований стан моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1 за різних варіантів транспедикулярної фіксації під впливом стискального навантаження.

Матеріали і методи. Розроблено математичну скінченно-елементну модель грудо-поперекового відділу хребта людини, складовими якої є хребці Th9–Th11, L2–L5 (хребці Th12–L1 видалено), а також елементи металокопункцій – міжтілова опора і транспедикулярна система. Моделювали 4 варіанти транспедикулярної фіксації: з використанням коротких фіксувальних гвинтів і довгих гвинтів, які проходять крізь кортикальний шар передньої стінки тіла хребця, а також двох поперечних стяжок та без них. Досліджували напружено-деформований стан моделей під впливом вертикального стискального розподіленого навантаження, яке прикладали до тіла хребця Th9 і його суглобових поверхонь. Величина навантаження становила 350 Н, що відповідає вазі верхньої частини тіла.

Результати. Встановлено, що транспедикулярна фіксація хребців грудо-поперекового відділу з використанням довгих гвинтів дає змогу знизити рівень напруження у кісткових елементах моделей. У зоні входу гвинта в ніжку дуги хребців Th10, Th11, L2 і L3 навантаження при використанні коротких гвинтів становило 3,1, 1,7, 3,9 та 12,1 МПа відповідно, при застосуванні бікортикально встановлених гвинтів – 2,9, 1,8, 3,8 і 10,6 МПа. Додавання двох поперечних стяжок також певною мірою зменшує максимальні показники навантаження на критичних ділянках моделі. У разі комбінації коротких гвинтів і двох стяжок навантаження на цих ділянках становило 2,8, 1,7, 3,6 та 11,5 МПа, при застосуванні бікортикальних гвинтів і стяжок – 2,8, 1,6, 3,3 та 9,3 МПа. Дослідження напружено-деформованого стану інших ділянок моделі виявило схожу тенденцію.

Висновки. Використання довгих гвинтів з фіксацією в кортикальному шарі передньої частини тіл хребців дає змогу знизити рівень напруження в кісткових елементах моделей. Застосування поперечних стяжок надає більшої жорсткості транспедикулярній конструкції, що додатково знижує напруження у кістковій тканині.

Ключові слова: скінченно-елементна модель; грудо-поперековий перехід; корпоректомія; бікортикальна транспедикулярна стабілізація; поперечна стяжка

Вступ

Зона грудо-поперекового переходу є одним з найчастіше компресованих відділів хребта людини при впливі травмувального чинника. За даними епідеміологічних досліджень, на зону грудо-поперекового переходу припадає понад половини випадків травма-

тичних ушкоджень грудного і поперекового відділів [1,2]. Специфіка біомеханіки зазначеної зони, а саме перехід достатньо ригідного і малорухливого грудного відділу в значно більш мобільний поперековий зумовлює широкий спектр можливих патоморфологічних варіантів травматичних змін і підвищені вимоги



до стабілізуювальних систем при виконанні хірургічних втручань [3,4].

Вибір методу хірургічної корекції при травмі грудо-поперекового переходу залишається складним завданням, що зумовлено великою кількістю цілей, які має досягти хірург. Найважливіші критерії: адекватна декомпресія структур хребтового каналу; надійна стабілізація, котра забезпечує збереження відновленого сагітального профілю із залученням мінімальної кількості хребетно-рухових сегментів; найменш травматичний хірургічний доступ.

У більшості клінічних випадків, коли виконують задню декомпресію і стабілізацію, виникає питання лише про довжину фіксації та можливість і доцільність введення гвинтів у компресований хребець [5]. У разі значного ушкодження тіла або тіл хребців, які втратили опорну функцію, виконують корпоректомію передньо-заднім або заднім доступом. Таке втручання характеризується особливо вираженою нестабільністю травмованого та оперованого хребетно-рухового сегмента і потребує надійнішої задньої стабілізації.

За літературними даними, жорсткість транспедикулярної фіксації за інших однакових умов визначається кількістю фіксованих хребців, проекцією установки транспедикулярних гвинтів, глибиною занурення гвинтів у тіло хребців і наявністю поперечних стяжок [6–9]. Оскільки збільшення довжини фіксації ні біомеханічно, ні економічно не доцільне, а оптимальна з біомеханічної точки зору проекція введення гвинта не завжди досяжна через анатомічні особливості постраждалих, можливість бікортікального встановлення гвинта і додаткового зміцнення системи поперечними стяжками можна розглядати як найуніверсальніші методи підвищення жорсткості та надійності спондилодезу. Незважаючи на достатню кількість публікацій, присвячених корекції травматичних ушкоджень грудо-поперекового переходу, нами не виявлено праць, які демонструють ефективність і доцільність використання зазначених методів при спондилодезі, котрий супроводжує корпоректомію в результаті травматичного впливу, тобто коли повністю відсутній як передній, так і задній опорний комплекс.

При розробці дизайну дослідження ми керувалися тим фактом, що абсолютною умовою встановлення міжтілової опори при резекції тіла травмованого хребця є повна інтактність замикальних пластин хребців, суміжних з пошкодженням. З огляду на зазначені вище біомеханічні особливості, для грудо-поперекового переходу досить часто характерна ситуація, коли при значному пошкодженні тіла одного хребця, що потребує резекції, спостерігаються травматичні зміни різної виразності в суміжному хребці. Це зумовлює необхідність проведення більшого за обсягом втручання. Така ситуація була об'єктом нашого біомеханічного дослідження.

Мета: вивчити напружено-деформований стан моделі поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1 за різних варіантів транспедикулярної фіксації під впливом стискального навантаження.

Матеріали і методи

Дизайн дослідження: комп'ютерне моделювання.

У лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН

України розроблено математичну скінченно-елементну модель грудо-поперекового відділу хребта людини, складовими якої є хребці Th9–Th11, L2–L5 (хребці Th12–L1 видалено), а також елементи металоконструкцій – міжтілова опора і транспедикулярна система (**Рис. 1А**).

Моделювали 4 варіанти транспедикулярної фіксації: з використанням коротких фіксувальних гвинтів (**Рис. 1Б, 1Г**) і довгих гвинтів, які проходять крізь кортикальний шар передньої поверхні тіла хребця (**Рис. 1В, 1Д**), а також двох поперечних стяжок (**Рис. 1Г, 1Д**) та без них (**Рис. 1Б, 1В**).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Дані щодо механічних властивостей біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка, міжхребцеві диски) для математичного моделювання взято з літературних джерел [10–12]. Матеріал елементів ендопротеза – титан. Механічні характеристики штучних матеріалів, які використовували при моделюванні, взято із публікації Mitsuo Niinomi [13]. Для аналізу застосовували такі показники, як E – модуль пружності (модуль Юнга), ν – коефіцієнт Пуассона (**Табл. 1**).

Досліджували напружено-деформований стан моделей під впливом вертикального стискального розподіленого навантаження, яке прикладали до тіла хребця Th9 та його суглобових поверхонь. Величина навантаження становила 350 Н, що відповідає вазі верхньої частини тіла [14]. Уздовж дистальної поверхні диска L5 модель мала жорстке закріплення. Схему навантаження моделей (позначено стрілками) наведено на **Рис. 2**. З метою ефективного дослідження змін напружено-деформованого стану моделей залежно від способу транспедикулярної фіксації для реєстрації величини напруження обрано такі контрольні точки (див. **Рис. 2**): тіло хребця Th9 (1), тіло хребця Th10 (2), тіло хребця Th11 (3), тіло хребця L2 (4), тіло хребця L3 (5), тіло хребця L4 (6), тіло хребця L5 (7), нижня замикальна пластина тіла хребця Th11 (8), верхня замикальна пластина тіла хребця L2 (9), зона входу транспедикулярного гвинта в дугу хребця Th10 (10), зона входу в дугу хребця Th11 (11), зона входу в дугу хребця L2 (12), зона входу в дугу хребця L3 (13), гвинт у тілі хребця Th10 (14), гвинт у тілі хребця Th11 (15), гвинт у тілі хребця L2 (16), гвинт у тілі хребця L3 (17), поперечні стяжки між хребцями Th10 і Th11 (18), поперечні стяжки між хребцями L2 та L3 (19), тілозамінна опора (20).

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напру-

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, які використовували при моделюванні [10–13]

Матеріал	E , МПа	ν
Кортикальна кістка	10 000	0,3
Губчаста кістка	450	0,2
Суглобовий хрящ	10,5	0,49
Міжхребцеві диски	4,2	0,45
Титан ВТ-16	110 000	0,3

женого стану моделей застосовували напруження за Мізесом [15]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого

стану моделей проводили за допомогою програмного комплексу CosmosM [16].

Статистичну обробку не проводили через специфіку даних.

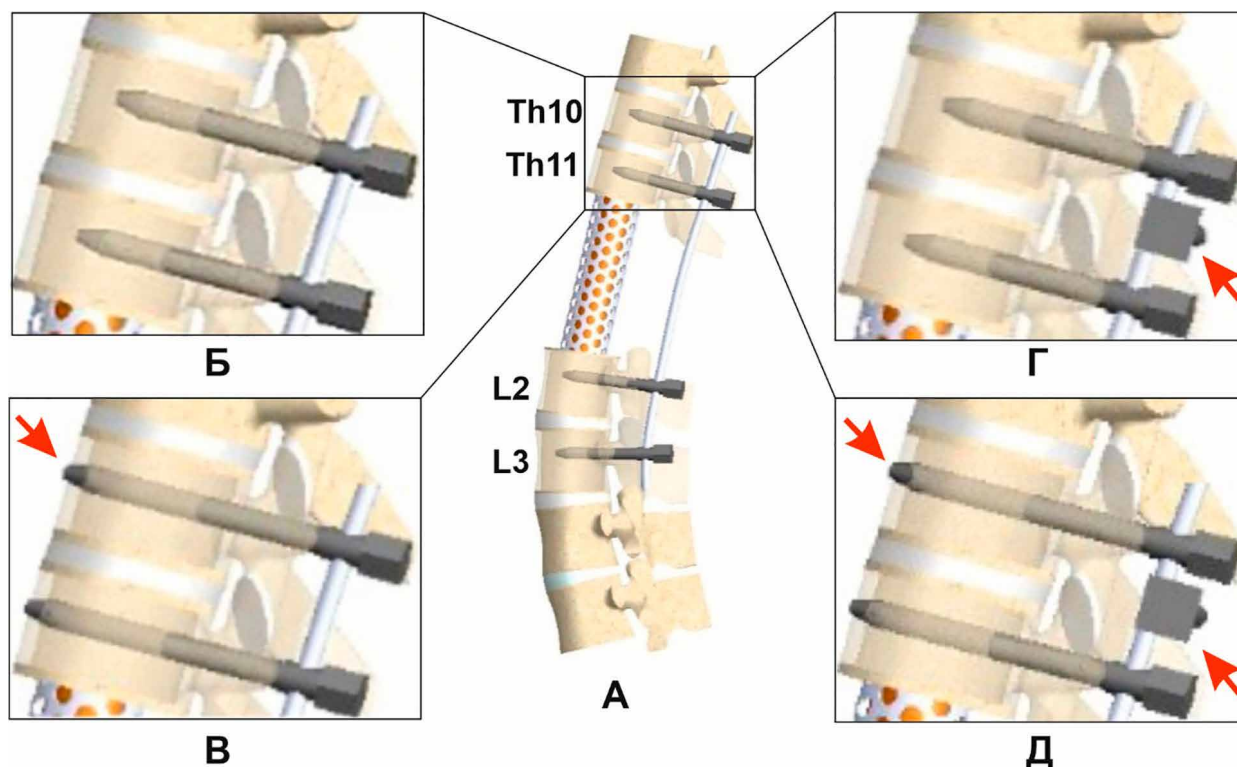


Рис. 1. Математична скінченно-елементна модель грудо-поперекового відділу хребта людини: А – загальний вигляд. Різні варіанти транспедикулярної фіксації: Б – короткі гвинти без поперечних стяжок; В – довгі гвинти без поперечних стяжок; Г – короткі гвинти з поперечними стяжками; Д – довгі гвинти з поперечними стяжками. Стрілками на В,Г і Д позначено відмінності від Б. Метод фіксації хребців L2 та L3 ідентичний такому для хребців Th10 і Th11 для кожної моделі (не показано)

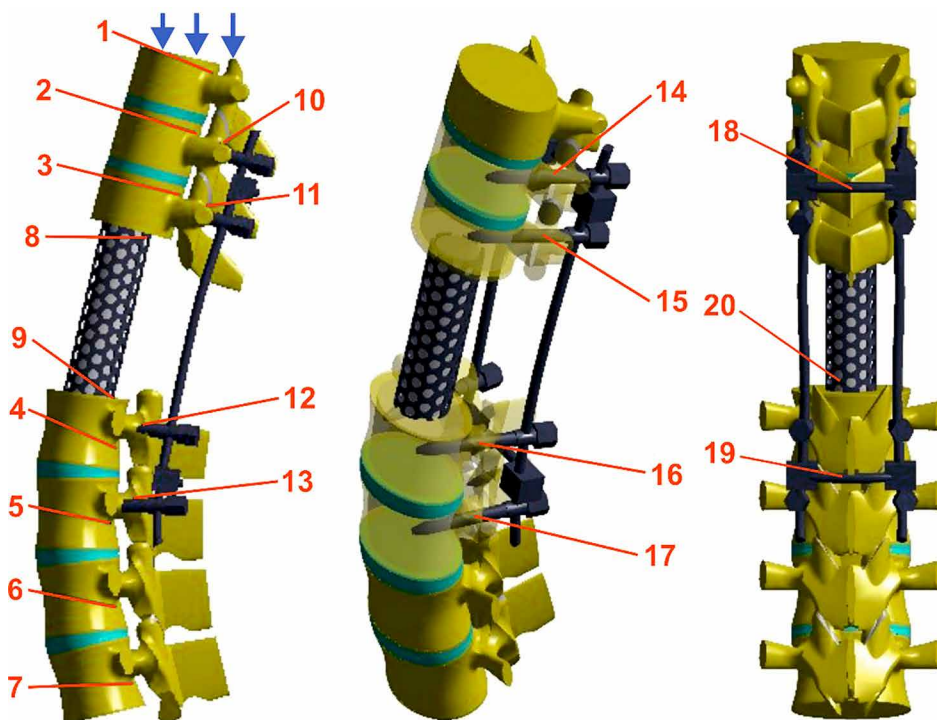


Рис. 2. Схема навантаження моделей та розташування контрольних точок. Пояснення у тексті

Результати та їх обговорення

Розподіл напруження при дослідженні напружено-деформованого стану моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12–L1 під впливом стискального навантаження та моделюванні транспедикулярної фіксації короткими гвинтами без поперечних стяжок наведено на **Рис. 3**.

При використанні коротких гвинтів для транспедикулярної фіксації та за відсутності поперечних стяжок максимальні напруження в кісткових елементах моделі спостерігаються в хребцях L3 і L4 – 12,5 та 11,6 МПа відповідно. Також високий рівень напруження відзначено навколо транспедикулярних гвинтів у хребці L3 – 12,1 МПа. В інших хребцях напруження навколо гвинтів значно менше, мінімальне – в

хребці Th11 (1,7 МПа). У хребцях Th10 і L2 напруження становило 3,1 та 3,9 МПа відповідно.

Серед металевих елементів моделі найбільш навантаженими були транспедикулярні гвинти в хребці L3, де напруження було максимальним (34,1 МПа). Мінімальні напруження спостерігали на гвинтах у хребці L2 – 7,1 МПа. На транспедикулярних гвинтах у хребцях Th10 і Th11 максимальне напруження становило 20,7 та 17,9 МПа відповідно. Напруження в міжтіловій опорі дорівнювало 29,0 МПа, в місцях її контакту з кістковою тканиною хребця Th11 – 5,9 МПа, на хребці L2 – 6,9 МПа.

Розподіл напруження в моделі із транспедикулярною фіксацією довгими гвинтами без поперечних стяжок наведено на **Рис. 4**.

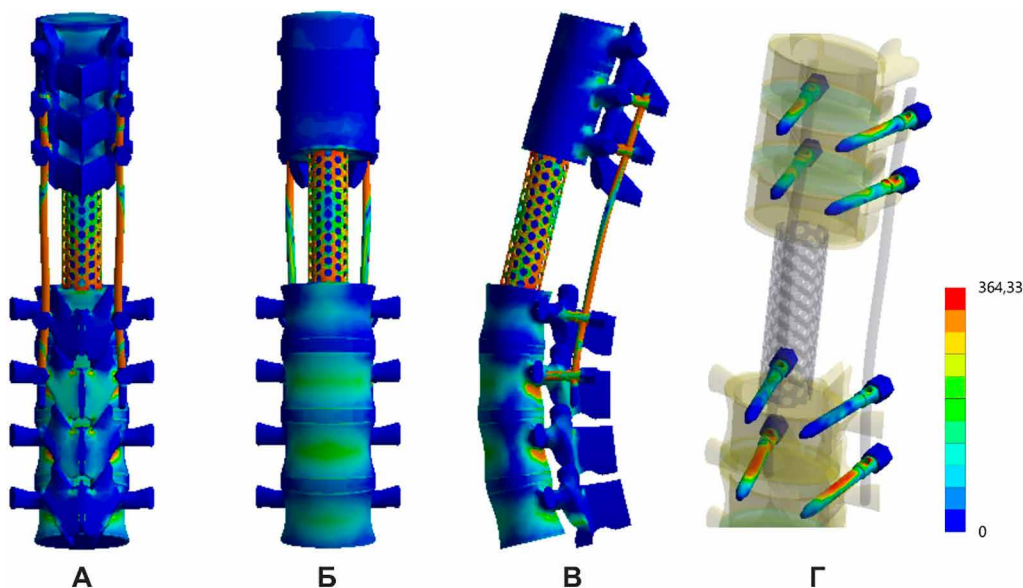


Рис. 3. Розподіл напруження під впливом стискального навантаження у моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без поперечних стяжок: А – вид спереду; Б – вид ззаду; В – вид збоку; Г – візуалізація навантаження гвинтів

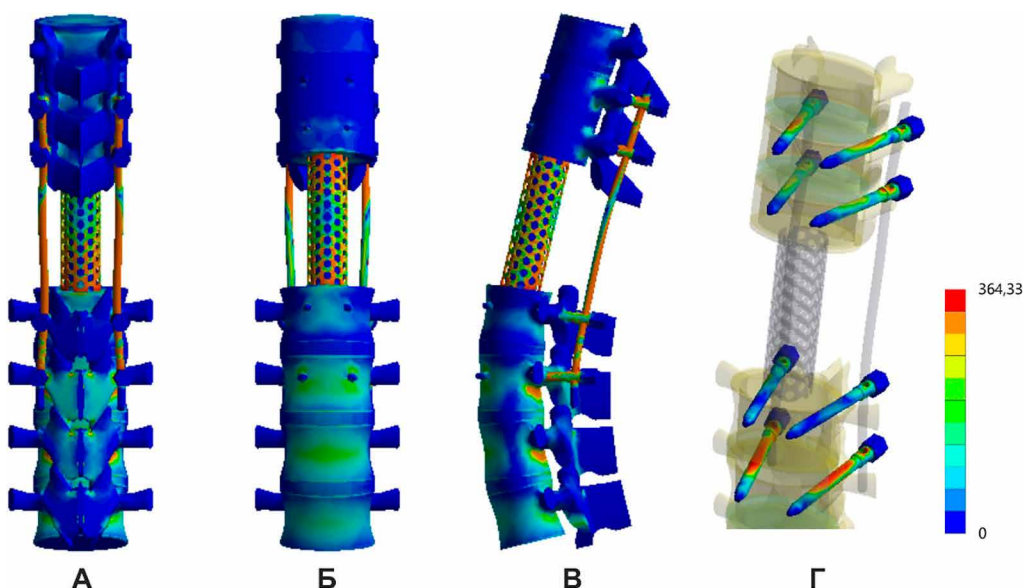


Рис. 4. Розподіл напруження під впливом стискального навантаження у моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація довгими гвинтами без поперечних стяжок: А – вид спереду; Б – вид ззаду; В – вид збоку; Г – візуалізація навантаження гвинтів

Установлено, що використання довгих транспедикулярних гвинтів сприяє зниженню напруження у кісткових елементах моделі практично в усіх контрольних точках, за винятком тіла хребця L5, де напруження зростало до 8,1 МПа порівняно з фіксацією короткими гвинтами (7,8 МПа). Спостерігали підвищення напруження на транспедикулярних гвинтах. Так, у хребці Th10 напруження становило 23,2 МПа, в хребці Th11 – 19,1 МПа і досягало максимуму в хребці L3 – 43,5 МПа. Виняток становили гвинти, які фіксували хребець L2. На них напруження зменшувалося до 4,5 МПа, у міжтіловій опорі – до 25,5 МПа.

Досліджено вплив на напружено-деформований стан використання поперечних стяжок на задній опорі

транспедикулярної конструкції з короткими гвинтами (Рис. 5).

Використання поперечних стяжок у комбінації з короткими транспедикулярними гвинтами порівняно з моделлю без стяжок спричиняє незначне підвищення рівня напруження в тілі хребця Th11 з 5,6 до 5,8 МПа. Величина напруження в зонах контакту міжтілової опори з кістковою тканиною, а також у тілі хребця Th9 та навколо точок входу гвинтів у тіло хребця Th11 не змінилася. В інших контрольних точках на кісткових елементах моделі зареєстрували незначне зниження рівня напруження.

На елементах транспедикулярної конструкції виявлено зниження механічного напруження за винятком транспедикулярних гвинтів у тілі хребця

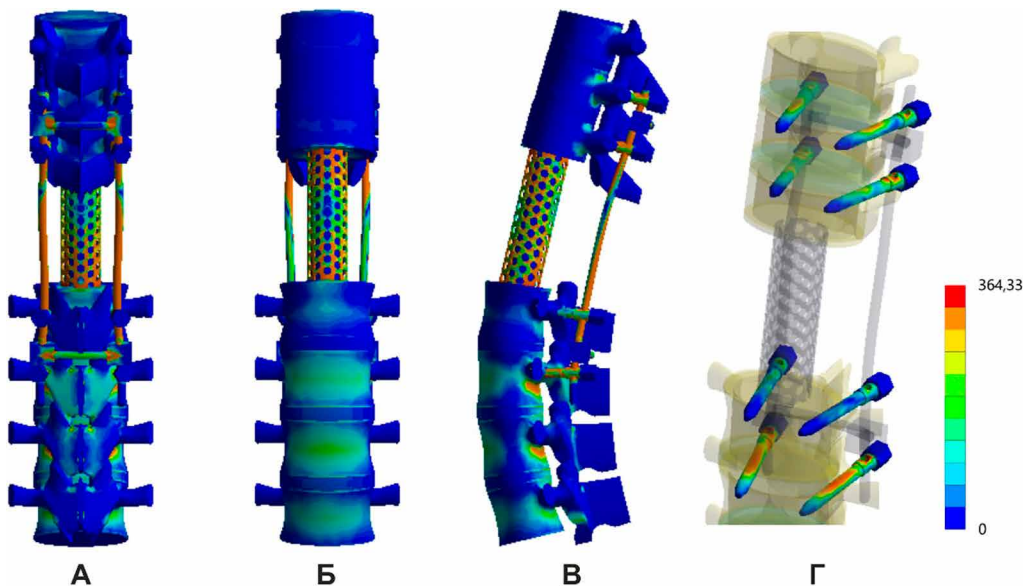


Рис. 5. Розподіл напруження під впливом стискального навантаження у моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами з поперечними стяжками: А – вид спереду; Б – вид ззаду; В – вид збоку; Г – візуалізація навантаження гвинтів

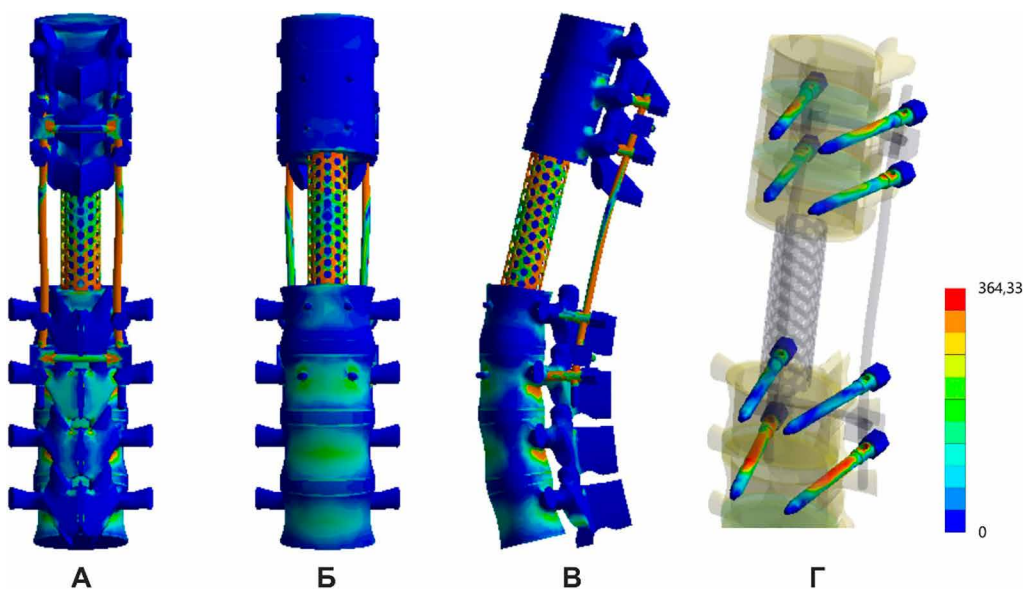


Рис. 6. Розподіл напруження під впливом стискального навантаження у моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація довгими гвинтами з поперечними стяжками: А – вид спереду; Б – вид ззаду; В – вид збоку; Г – візуалізація навантаження гвинтів

L2, де напруження незначно підвищувалося з 7,1 до 7,4 МПа. Максимальне напруження зареєстровано на поперечних стяжках між хребцями Th10 і Th11 (3,1 МПа) та між хребцями L2 і L3 (7,1 МПа).

Досліджено вплив стискального навантаження при транспедикулярній фіксації довгими гвинтами та поперечними стяжками (**Рис. 6**).

Установлено, що транспедикулярна фіксація хребців грудо-поперекового відділу з використанням поперечних стяжок у комбінації з довгими гвинтами дає змогу отримати мінімальний рівень напруження у кісткових елементах у всіх контрольних точках вивчених моделей. Виявлено підвищення напруження на фіксувальних гвинтах у тілах хребців Th10, Th11, L3 до 23,1, 18,6 та 40,0 МПа відповідно. Однак ці показники дещо нижчі, ніж у варіанті з короткими гвинтами.

Дані про величину напруження під впливом стискального навантаження в усіх контрольних точках моделей грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1 наведено в **Табл. 2**.

Використання довгих гвинтів з фіксацією в кортикальному шарі кістки передньої частини тіл хребців

дає змогу знизити рівень напруження у кісткових елементах моделей. Це можна пояснити тим, що транспедикулярна конструкція отримує більше навантаження, ніж при застосуванні коротких гвинтів. Про це свідчить підвищення рівня напруження в елементах металевої конструкції. Використання поперечних стяжок надає більшої жорсткості транспедикулярній конструкції, що дає змогу додатково знизити напруження в кістковій тканині.

При аналізі літератури не виявлено досліджень, близьких за дизайном до проведених нами, що певною мірою обмежує порівняння показників. Однак отримані дані в цілому узгоджуються з опублікованими результатами інших авторів. Так, Міна А. і співавт. при моделюванні хірургічної стабілізації грудо-поперекового відділу хребта з резектованим тілом одного хребця продемонстрували, що при застосуванні 8 транспедикулярних гвинтів максимальне навантаження припадає на нижню пару [17]. Аналогічних висновків дійшли Chen Chen-Sheng та співавт., аналізуючи випадки фрагментації транспедикулярних фіксаторів. На їх думку, основною причиною неспроможності системи стабілізації є втома металу [18].

Таблиця 2. Величина напруження під впливом стискального навантаження у моделях грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L5 за різних варіантів транспедикулярної фіксації

Контрольні точки		Напруження, МПа				
		без стяжок		зі стяжками		
№	зона	короткі гвинти	довгі гвинти	короткі гвинти	довгі гвинти	
1	Кісткова тканина	тіло хребця Th9	2,8	2,6	2,8	2,6
2		тіло хребця Th10	7,1	6,7	6,4	5,8
3		тіло хребця Th11	5,6	4,2	5,8	3,6
4		тіло хребця L2	4,5	4,2	4,2	4,1
5		тіло хребця L3	12,5	12,3	12,3	11,1
6		тіло хребця L4	11,6	11,2	11,2	11,1
7		тіло хребця L5	7,8	8,1	7,0	7,0
8		низ тіла хребця Th11	5,9	6,0	5,9	5,9
9		верх тіла хребця L2	6,9	6,8	6,9	6,7
10		вхід гвинтів у дугу хребця Th10	3,1	2,9	2,8	2,8
11		вхід гвинтів у дугу хребця Th11	1,7	1,8	1,7	1,6
12		вхід гвинтів у дугу хребця L2	3,9	3,8	3,6	3,3
13		вхід гвинтів у дугу хребця L3	12,1	10,6	11,5	9,3
14	Металеві конструкції	гвинти в тілі хребця Th10	20,7	23,2	20,1	23,1
15		гвинти в тілі хребця Th11	17,9	19,1	17,0	18,6
16		гвинти в тілі хребця L2	7,1	4,5	7,4	5,1
17		гвинти в тілі хребця L3	34,1	43,5	33,6	40,0
18		стяжки між хребцями Th10 і Th11	-	-	3,1	2,6
19		стяжки між хребцями L2 і L3	-	-	7,1	6,4
20		міжтілова опора	29,0	25,5	27,0	22,0

Низка експериментів *ex vivo* підтверджують виявлену тенденцію [19,20].

Багато дослідників дійшли висновку про біомеханічну доцільність застосування бікортикальної транспедикулярної фіксації. Так, ще в 1992 р. J.N. Weinstein і співавт. зазначили, що механічна стабільність транспедикулярного гвинта, встановленого в грудному або поперековому хребці, на 60% визначається ніжною дуги, на 15–20% – спонгіозом тіла хребця і на 20–25% – перфорацією передньої стінки тіла хребця [21]. Y. Shibasaki і співавт., використовуючи штучні хребці та різні методи установки гвинтів продемонстрували, що бікортикальна установка забезпечує більше дистракційне зусилля порівняно з монокортикальною [22]. K.J. Karami та співавт. у дослідженнях *ex vivo* з використанням 10 зразків поперекового відділу хребта, які зазнали циклічного навантаження на згинання, також виявили, що бікортикальне введення гвинтів забезпечує більшу стабільність, ніж серединна або прекортикальна установка. Однак у всіх зазначених дослідженнях як критерій стабільності застосовували екстракційне зусилля, що певною мірою мінімізує клінічну значущість отриманих даних. Так, аналіз ускладнень транспедикулярної фіксації демонструє, що частота спонтанної екстракції гвинта значно менше, ніж його фрагментації, яка безпосередньо залежить від ступеня напруження в системі «метал–кістка» в зоні входу гвинта в ніжку дуги [18,23,24].

Дослідження ефективності застосування поперечних стяжок при виконанні задньої транспедикулярної фіксації грудно-поперекового відділу за різних методів установлення гвинтів проводили переважно при моделюванні функціональних навантажень. Так, G. Lynn і співавт. при моделюванні повної дестабілізації хребця L1 та фіксації хребців Th12 і L2 транспедикулярною системою продемонстрували, що використання двох поперечних стяжок дає змогу зменшити обсяг рухів у стабілізованих сегментах при ротаційних навантаженнях на 38%, при бічних нахилах – до 89% [25]. G. Wahba і співавт. відзначають, що застосування поперечних стяжок при стабілізації вибухового перелому грудно-поперекового переходу значно збільшує жорсткість системи при бічних нахилах і помірно – при нахилі вперед. При розгинанні наявність або відсутність поперечної стабілізації системи не спричиняє статистично значущі відмінності за обсягом рухів. Аналогічна картина спостерігається при додаванні максимальних зусиль. Так, навантаження, яке призводить до неспроможності стабілізації, однакове для зразків незалежно від застосування поперечних стяжок [26].

Принциповою відмінністю нашого дослідження від раніше проведених є комплексний аналіз максимальних показників напруження в різних елементах моделі оперованого грудно-поперекового відділу хребта і оцінка стану системи саме при фізіологічних осьових навантаженнях. Це найбільш критично для пацієнтів у ранній період реабілітації, оскільки обов'язкова зовнішня фіксація жорстким корсетом, передбачена при обсязі операції, змодельованої в нашому дослідженні, значно обмежує як флекційно-екстензійні, так і ротаційні навантаження, а неспроможність стабілізації в ранній післяопераційний період розвивається саме при осьовому компресійному впливі, зумовленому власною вагою.

Висновки

Проведене дослідження демонструє, що при виконанні хірургічного втручання із повною резекцією двох хребців на грудно-поперековому рівні та подальшому фізіологічному осьовому навантаженні:

1. Використання довгих гвинтів з фіксацією в кортикальному шарі передньої частини тіл хребців дає змогу знизити рівень напруження у кісткових елементах моделей.

2. Застосування поперечних стяжок надає більшої жорсткості транспедикулярній конструкції, що також дає змогу додатково знизити рівень напруження у кістковій тканині.

Розкриття інформації

Конфлікт інтересів

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Фінансування

Дослідження не мало спонсорської підтримки.

Список літератури

- den Ouden LP, Smits AJ, Stadhouder A, Feller R, Deunk J, Bloemers FW. Epidemiology of Spinal Fractures in a Level One Trauma Center in the Netherlands: A 10 Years Review. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2019;44(10):732-739. doi: 10.1097/BRS.0000000000002923
- Krug EG, Sharma GK, Lozano R. The global burden of injuries. *Am J Public Health*. 2000 Apr;90(4):523-6. doi: 10.2105/ajph.90.4.523
- Greenfield RT, 3rd, Grant RE, Bryant D. Pedicle screw fixation in the management of unstable thoracolumbar spine injuries. *Orthop Rev*. 1992;21(6):701-706
- Wood KB, Li W, Lebl DR, Ploumis A. Management of thoracolumbar spine fractures. *Spine J*. 2014;14(1):145-164. doi: 10.1016/j.spinee.2012.10.041
- Bolesta MJ, Caron T, Chinthakunta SR, Vazifeh PN, Khalil S. Pedicle screw instrumentation of thoracolumbar burst fractures: Biomechanical evaluation of screw configuration with pedicle screws at the level of the fracture. *Int J Spine Surg*. 2012 Dec 1;6:200-5. doi: 10.1016/j.ijssp.2012.09.002
- Lehman RA, Jr., Polly DW, Jr., Kuklo TR, Cunningham B, Kirk KL, Belmont PJ, Jr. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(18):2058-2065. doi: 10.1097/01.brs.0000087743.57439.f4
- Krag MH, Beynon BD, Pope MH, DeCoster TA. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Disord*. 1988;1(4):287-294. doi: 10.1097/00002517-198800140-00002
- Cornaz F, Widmer J, Snedeker JG, Spirig JM, Farshad M. Cross-links in posterior pedicle screw-rod instrumentation of the spine: a systematic review on mechanical, biomechanical, numerical and clinical studies. *Eur Spine J*. 2021;30(1):34-49. doi: 10.1007/s00586-020-06597-z
- Jindal R, Jasani V, Sandal D, Garg SK. Current status of short segment fixation in thoracolumbar spine injuries. *J Clin Orthop Trauma*. 2020 Sep-Oct;11(5):770-777. doi: 10.1016/j.jcot.2020.06.008
- Нехлопочин АС, Нехлопочин СН, Карпинский МЮ, Швец АИ, Карпинская ЕД, Ярьсько АВ. Математический анализ и оптимизация конструктивных характеристик стабилизирующих телозамещающих систем для субкисального цервикоспондилодеза с применением метода конечных элементов. *Хирургия позвоночника*. 2017;14(1):37-45. doi: 10.14531/ss2017.1.37-45
- Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001.
- Boccaccio A, Pappalettere C. Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. In: Klika V, editor. *Theoretical Biomechanics* 2011.
- Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys

- for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1(1):30-42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001
14. Образцов ИФ, Адамович ИС, Барер ИС. Проблемы прочности в биомеханике. Москва: Высшая школа; 1988.
15. Зенкевич ОК. Метод конечных элементов в технике. Москва: Мир; 1975.
16. Алямовский АА. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. Москва: ДМК Пресс; 2004.
17. Mina A, Mohammed RAK. Biomechanical Evaluation of Segmental Pedicle Screw Fixation in Thoracolumbar Fracture: A Finite Element Study. *Orthopedics and Rheumatology Open Access Journal*. 2018;12(3). doi: 10.19080/oroaj.2018.12.555838
18. Chen C-S, Chen W-J, Cheng C-K, Jao S-HE, Chueh S-C, Wang C-C. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Medical Engineering & Physics*. 2005;27(6):487-496. doi: 10.1016/j.medengphy.2004.12.007
19. Disch AC, Luzzati A, Melcher I, Schaser KD, Feraboli F, Schmoelz W. Three-dimensional stiffness in a thoracolumbar en-bloc spondylectomy model: a biomechanical in vitro study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(9):957-964. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.010
20. Disch AC, Schaser KD, Melcher I, Luzzati A, Feraboli F, Schmoelz W. En bloc spondylectomy reconstructions in a biomechanical in-vitro study. *Eur Spine J*. 2008 May;17(5):715-25. doi: 10.1007/s00586-008-0588-y
21. Weinstein JN, Rydevik BL, Rauschnig W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 1992(284):34-46.
22. Shibasaki Y, Tsutsui S, Yamamoto E, Murakami K, Yoshida M, Yamada H. A bicortical pedicle screw in the caudad trajectory is the best option for the fixation of an osteoporotic vertebra: An in-vitro experimental study using synthetic lumbar osteoporotic bone models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;72:150-154. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.12.013
23. Matsuzaki H, Tokuhashi Y, Matsumoto F, Hoshino M, Kiuchi T, Toriyama S. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990;15(11):1159-1165. doi: 10.1097/00007632-199011010-00014
24. Galbusera F, Volkheimer D, Reitmaier S, Berger-Roscher N, Kienle A, Wilke HJ. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? *Eur Spine J*. 2015;24(5):1005-1016. doi: 10.1007/s00586-015-3768-6
25. Lynn G, Mukherjee DP, Kruse RN, Sadasivan KK, Albright JA. Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation. The effect of crosslinks. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(14):1568-1572; discussion 1573. doi: 10.1097/00007632-199707150-00007
26. Wahba GM, Bhatia N, Bui CN, Lee KH, Lee TQ. Biomechanical evaluation of short-segment posterior instrumentation with and without crosslinks in a human cadaveric unstable thoracolumbar burst fracture model. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35(3):278-285. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181bda4e6