

Ukr Neurosurg J. 2023;29(2):49-56  
doi: 10.25305/unj.277152

## Біомеханічний стан грудо-поперекового переходу за різних варіантів транспедикулярної фіксації при флексійному навантаженні

О.С. Нехлопочин<sup>1</sup>, В.В. Вербов<sup>2</sup>, Є.В. Чешук<sup>2</sup>, М.В. Вороді<sup>2</sup>, М.Ю. Карпінський<sup>3</sup>, О.В. Ярьсько<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Відділення патології спинного мозку, Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України, Київ, Україна

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

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

Надійшла до редакції 13.04.2023  
Прийнята до публікації 17.05.2023

### Адреса для листування:

Нехлопочин Олексій Сергійович,  
PhD, 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

Морфологічні та біомеханічні особливості зони грудо-поперекового переходу пояснюють велику кількість випадків кістково-травматичних змін у ній. Реконструктивно-стабілізувальні хірургічні втручання, які виконують у цій зоні, через значне навантаження як на елементи металокопунктурцій, так і на кісткові структури, потребують високої надійності фіксації.

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

**Матеріали і методи.** Досліджено напружено-деформований стан математичної скінченно-елементної моделі ділянки грудо-поперекового відділу хребта людини під впливом згинального навантаження. Модель імітувала стан після хірургічного втручання з приводу значного травматичного ураження ділянки грудо-поперекового переходу із ламінектомією, фасетектомією та корпектомією хребців Th12 і L1. Вивчали 4 варіанти транспедикулярної фіксації (з використанням коротких або довгих бікортикальних фіксувальних гвинтів, двох поперечних стяжок та без них). Досліджували контрольні точки моделі, що характеризують розподіл навантаження як у кісткових структурах, так і на металевих елементах стабілізувальної та тілозамінної систем.

**Результати.** Найбільше на зниження рівня напруження як у кісткових елементах моделі, так і в елементах конструкції, впливають поперечні стяжки. При порівнянні довжини гвинтів встановлено, що використання монокортикальних гвинтів має незначні біомеханічні переваги. Аналіз напруження ділянки входу гвинта в ніжку дуги фіксованих хребців (клінічно значущої зони) виявив, що у моделі із короткими гвинтами без поперечних стяжок напруження для хребців Th10, Th11, L2 і L3 становить 5,0, 1,9, 7,8 та 13,6 МПа відповідно, тоді як наявність поперечних стяжок знижує відповідні показники до 4,6, 1,9, 7,3 і 12,7 МПа. У моделях із бікортикальними гвинтами відповідні показники становлять 5,1, 2,3, 10,2 та 12,7 МПа за відсутності стяжок і 4,7, 1,8, 9,9 та 12,2 МПа за наявності стяжок. Схожа тенденція спостерігається і в інших контрольних точках. При порівнянні результатів із компресійним навантаженням у моделях, досліджених раніше, виявлено, що флексія спричиняє збільшення напруження у моделях із монокортикальними гвинтами в середньому на 33,7%, з бікортикальними гвинтами – на 39,6%.

**Висновки.** При флексійному навантаженні використання поперечних стяжок дає змогу знизити рівень напруження в усіх контрольних точках моделі незалежно від довжини використаних фіксувальних гвинтів, при цьому довжина гвинтів не впливає на розподіл напруження.

**Ключові слова:** скінченно-елементна модель; грудо-поперековий перехід; дворівнева корпектомія; бікортикальна транспедикулярна стабілізація; поперечна стяжка; флексійне навантаження

### Вступ

Відновлення опорної функції хребта при хірургічному лікуванні травматичних ушкоджень є однією з основних умов ефективної реалізації реконструктивного та стабілізувального етапів втручання [1]. Велика різноманітність варіантів остеолігаментозних змін хребта, які виникають унаслідок дії травмувального агента на організм людини, зумовлює широкий спектр методів їхньої

хірургічної корекції [2, 3]. Через необхідність досягнення максимальної ефективності хірургічного втручання за мінімізації його обсягу та ризиків як інтраопераційних, так і післяопераційних ускладнень, у деяких випадках патогенетично найобґрунтованіші методи лікування не є біомеханічно та клінічно оптимальними. Такий дисонанс найочевидніший при визначенні тактики лікування травматичних пошкоджень зони грудо-поперекового переходу (ГПП). Ця ділянка через морфологічні та



біомеханічні особливості має значну схильність до виникнення переломів, а отже, потребує високої надійності фіксації [4, 5]. Як приклад можна навести досі актуальну дискусію щодо тактики хірургічної корекції вибухових переломів зони ГПП [6, 7]. Так, за наявності багатооскольчастого пошкодження тіла хребця з травматичним дефектом задньої його стінки, ймовірним пролабуванням фрагментів у хребтовий канал та інтактним або практично інтактним заднім ослеолігаментозним апаратом патогенетично обґрунтовано є «декомпресія з боку компресії», тобто вентральна чи вентролатеральна корпектомія [8]. Це хірургічне втручання після видалення кісткових елементів передбачає встановлення тілозамінної опори в комбінації з вентральною пластиною або балкою [9]. Однак, як свідчить практика, через специфіку зони пошкодження такого обсягу фіксації часто недостатньо для досягнення ефективного спондилодезу, тому необхідна додаткова задня стабілізація. Уведення 4 гвинтів у тіло одного хребця (2 спереду для фіксації пластини і 2 ззаду транспедикулярно) пов'язане зі значними технічними труднощами та ризиком пошкодження інтактного тіла, тому в більшості випадків при виборі цієї методики втручання транспедикулярно фіксують хребці, суміжні з вентрально стабілізованими [10]. Очевидно, що кінцевий результат має недоліки порівняно з класичною 8-гвинтовою транспедикулярною фіксацією, виконаною після задньої корпектомії та протезування тіла хребця.

Широкий спектр хірургічних можливостей та відсутність рекомендацій, що жорстко і однозначно регламентують обсяг та методику операції залежно від характеру пошкодження, зумовлює різноманітність як тактичних, так і стратегічних підходів у терапії травматичних пошкоджень зони ГПП. Однак аналіз літератури свідчить, що у більшості випадків саме транспедикулярна фіксація є методом, що дає змогу забезпечити повноцінну фіксацію пошкодженої ділянки грудо-поперекового відділу хребта [11, 12]. Резекцію тіла хребця при травматичному пошкодженні на відміну від онкологічного, за якого можливі варіанти, завжди виконують за принципом «disk-to-disk». Обов'язковою умовою забезпечення опороспроможності тілозамінного імплантату є інтактність замикальних пластинок, суміжних із резектованим тілом хребця. Пошкодження типу A3 і A4 за класифікацією AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System часто передбачають видалення тіла хребця через значне його ушкодження та зміщення кісткових відламків у хребтовий канал [13]. Суміжні тіла хребців за цих типів травм зазвичай не пошкоджені, оскільки інтенсивна компресійна або флексійно-компресійна дія, що призводить до травми двох суміжних тіл хребців, практично завжди спричиняє пошкодження заднього капсульно-зв'язкового апарату (тип B2 або C за наявності зсуву осі в будь-якій площині) [14]. Тому більшість резекцій двох тіл хребців у разі травматичного ушкодження зони ГПП виконують при найбільш тяжкому клінічно та складному для хірургічної корекції типі ушкоджень C. З огляду на значну втрату опороспроможності хребта за таких великих ушкоджень питання підвищення надійності стабілізації у разі резекції двох тіл хребців є актуальним [15].

Раніше нами розглянуто модель зони ГПП, що імітує результат хірургічної корекції тяжкого травматичного ушкодження, та вивчено її особливості під впливом компресійного навантаження. Ми також приділили увагу іншому найхарактернішому патерну навантаження ГПП – згинальним навантаженням.

**Мета:** Вивчити напружено-деформований стан моделі ділянки грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1 за різних варіантів транспедикулярної фіксації під впливом флексійного 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 ділянки грудо-поперекового відділу хребта людини, до складу якої входили хребці Th9–Th11 та L2–L5. Хребці Th12 і L1 повністю видалено. До складу моделі входили також елементи металоконструкцій – опора між тілами хребців Th11 та L2 і транспедикулярна система із 8 гвинтів, установлених у тіла хребців Th10, Th11, L2 та L3. Моделювали стан після хірургічного втручання з приводу значного травматичного ураження ділянки ГПП із ламінектомією, фасетектомією і корпектомією Th12 та L1. Детальний опис моделі наведено в попередній публікації [16].

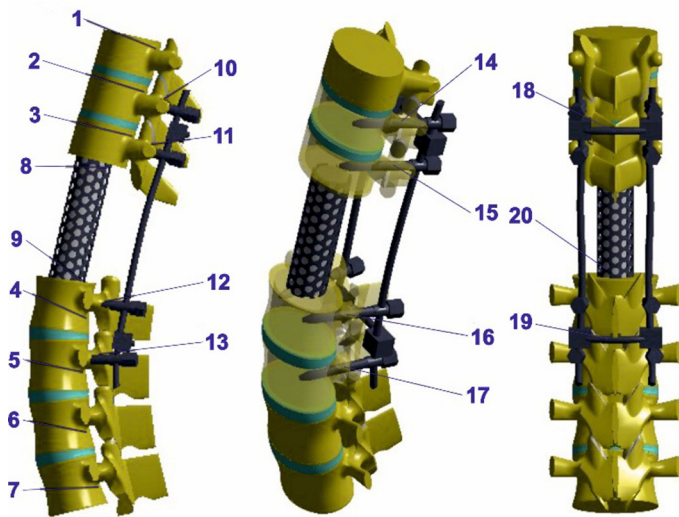
Напружено-деформований стан вивчали під впливом згинального навантаження, що діє ззаду вперед. Навантаження прикладали до тіла хребця Th9 і суглобових поверхонь фасеток. Величина навантаження становила 350 Н. По дистальній поверхні диска L5 модель мала жорстке закріплення.

Вивчали особливості розподілу навантаження при 4 варіантах транспедикулярної фіксації (з використанням коротких фіксувальних гвинтів, стандартно занурених на 2/3 тіла хребця, та довгих гвинтів, які проходять крізь зовнішній кортикальний шар передньої поверхні тіла хребця (бікортікально)). Також досліджували вплив застосування двох поперечних стязок за типом «rod-to-rod».

Досліджено контрольні точки моделі, що характеризують розподіл навантаження як у кісткових структурах, так і на металевих елементах стабілізуювальної та тілозамінної систем:

- тіла хребців Th9 (1), Th10 (2), Th11 (3), L2 (4), L3 (5), L4 (6) і L5 (7);
- замикальні пластинки хребців, що контактують із тілозамінним імплантатом, а саме нижня замикальна пластинка хребця Th11 (8) і верхня замикальна пластинка тіла хребця L1 (9);
- точки входу гвинтів у ніжки дуг хребців Th10 (10), Th11 (11), L2 (12) і L3 (13);
- транспедикулярні гвинти в тілах хребців Th10 (14), Th11 (15), L2 (16) та L3 (17);
- поперечні стязки, закріплені на балках між гвинтами Th10–Th11 (18) та L2–L3 (19);
- тілозамінний імплантат (20).

Схему розташування контрольних точок наведено на **Рис. 1**.



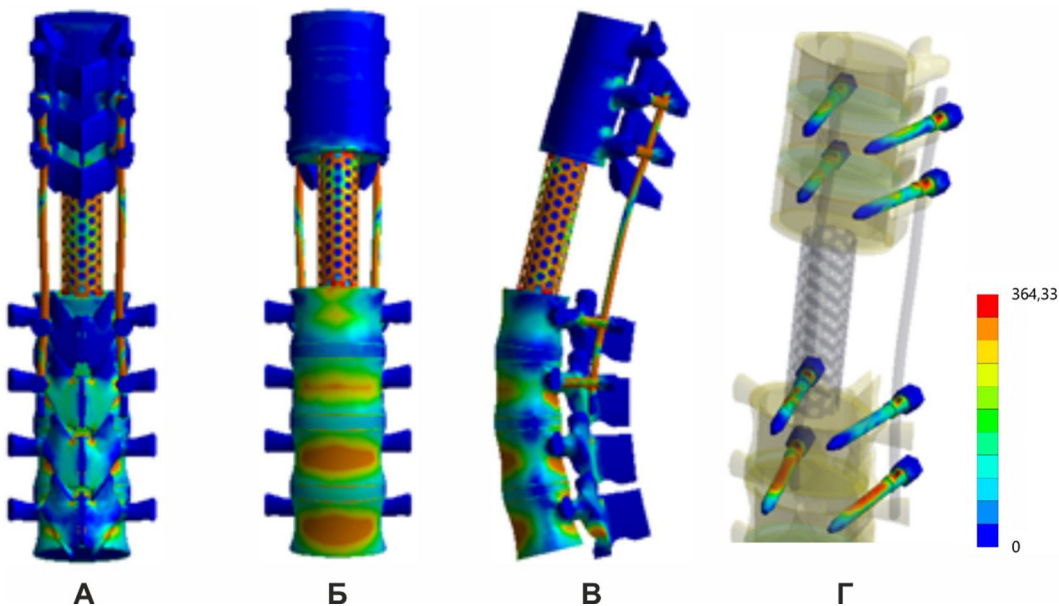
**Рис. 1.** Схема розташування контрольних точок (пояснення у тексті)

Дослідження напружено-деформованого стану моделей проводили з використанням методу скінченних елементів. Критерієм оцінки напруженого стану моделей було напруження за Мізесом [17]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks (Dassault Systemes, Франція). Для розрахунків напружено-деформованого стану використовували інтегрований у середовище проектування пакет скінченно-елементного аналізу COSMOSWorks [18].

**Результати та їх обговорення**

При використанні транспедикулярної фіксації короткими гвинтами без застосування поперечних стяжок та моделюванні нахилу тулуба вперед (**Рис. 2**) максимальне напруження 16,8 МПа виникло в тілі

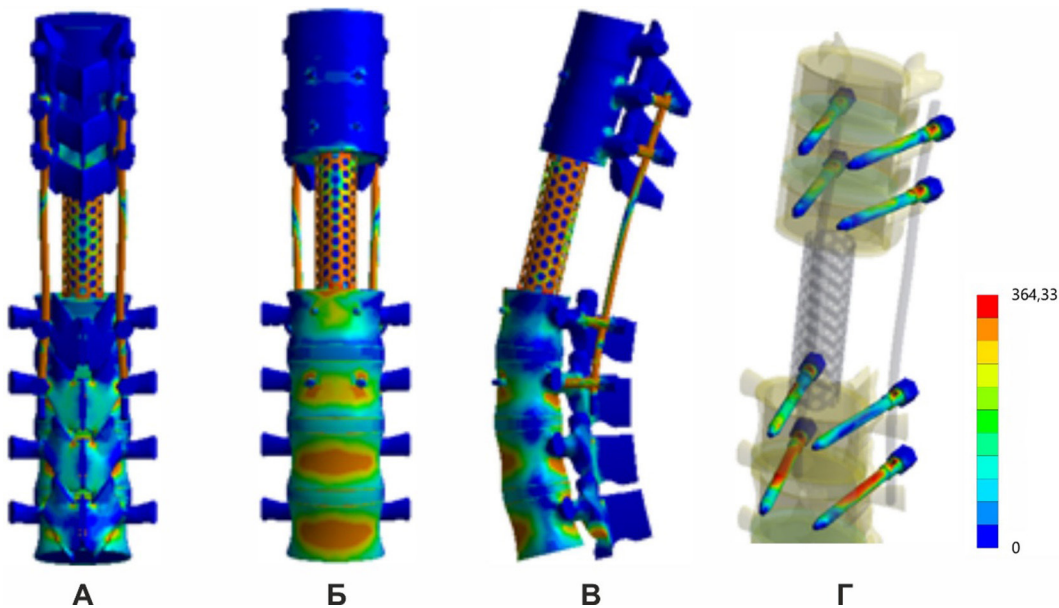
хребця, розташованого каудальніше від фіксованої ділянки хребта (L4). Також високі показники зареєстрували у тілах суміжних із ним хребців (L3 – 14,8 МПа, L5 – 13,7 МПа) і місцях контакту хребців із міжтіловою опорою: верхня замикальна пластинка хребця L2 – 13,6 МПа, нижня замикальна пластинка хребця Th11 – 13,4 МПа. Навколо фіксувальних гвинтів максимальне напруження виникло в каудальній групі зафіксованих хребців (ніжка дуги хребця L2 – 7,8 МПа, ніжка дуги хребця L3 – 13,6 МПа). Щодо самих гвинтів спостерігали іншу закономірність: найбільше навантаження припадало на гвинти, розташовані найдишталініше від зони резекції. Так, навантаження на транспедикулярний гвинт у тілі хребця Th10 становило 34,3 МПа, на гвинт у тілі хребця L3 – 45,5 МПа. Напруження в міжтіловій опорі – 42,0 МПа.



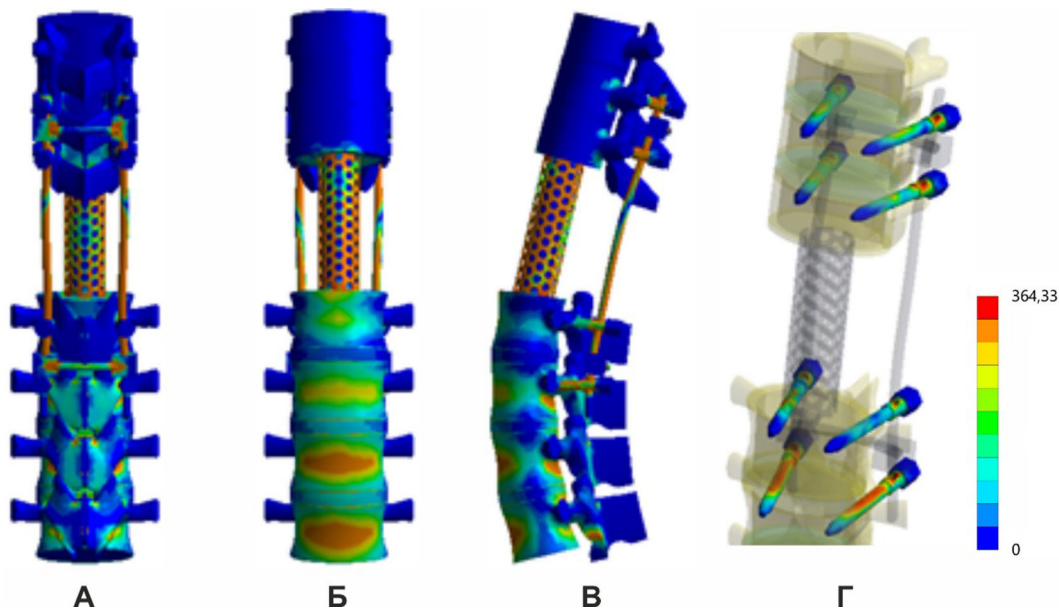
**Рис. 2.** Розподіл напруження в моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12 і L1 під впливом флексійного навантаження. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без поперечних стяжок: а – вигляд ззаду; б – вигляд спереду; в – вигляд збоку; г – гвинти

Заміна транспедикулярних гвинтів на довгі бікортикальні без використання поперечних стяжок не спричиняла значну зміну напруження у кісткових елементах моделі (Рис. 3), за винятком замикальної пластинки тіла хребця L2, яка контактувала із міжтіловою опорою (16,7 МПа, що перевищує відповідний показник попередньої моделі на 22,7%). Металеві конструкції були напруженішими, ніж у моделі з короткими гвинтами. Так, максимальний показник у міжтілової опорі становив 46,7 МПа, на гвинтах у тілах хребців Th10 та L3 – 38,8 і 48,4 МПа відповідно.

Використання поперечних стяжок дає змогу знизити рівень напруження при нахилі тулуба вперед у всіх контрольних точках моделі транспедикулярної фіксації короткими гвинтами із застосуванням поперечних стяжок (Рис. 4). Найбільшу різницю зареєстрували в тілі хребця L3 (зменшення на 10,0%). Також зниження навантаження зафіксували на замикальних пластинках хребців Th11 та L1 (на 7,5 і 8,1% відповідно). Напруження на поперечних стяжках становило 3,3 МПа на верхній замикальній пластинці та 10,9 МПа – на нижній.



**Рис. 3.** Розподіл напруження в моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12 і L1 під впливом флексійного навантаження. Транспедикулярна фіксація без поперечних стяжок із застосуванням довгих бікортикальних гвинтів: а – вигляд ззаду; б – вигляд спереду; в – вигляд збоку; г – гвинти



**Рис. 4.** Розподіл напруження в моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12 і L1 під впливом флексійного навантаження. Транспедикулярна фіксація із застосуванням поперечних стяжок та коротких гвинтів: а – вигляд ззаду; б – вигляд спереду; в – вигляд збоку; г – гвинти

Як показали проведені дослідження, використання довгих гвинтів у комбінації з поперечними стяжками при нахилі тулуба вперед не призводило до значних змін у напружено-деформованому стані моделі порівняно з моделлю з короткими гвинтами, за винятком підвищення рівня напруження на міжтіловій опорі до 43,0 МПа і на крайніх фіксувальних гвинтах – до 47,8 МПа на нижньому та до 36,5 МПа на верхньому (Рис. 5). Однак порівняно з моделлю з використанням довгих гвинтів без поперечних стяжок рівень напруження знижувався в усіх контрольних точках моделі.

Дані про максимальне напруження в усіх контрольних точках моделей за всіх варіантів транспедикулярної фіксації наведено в **Таблиці**.

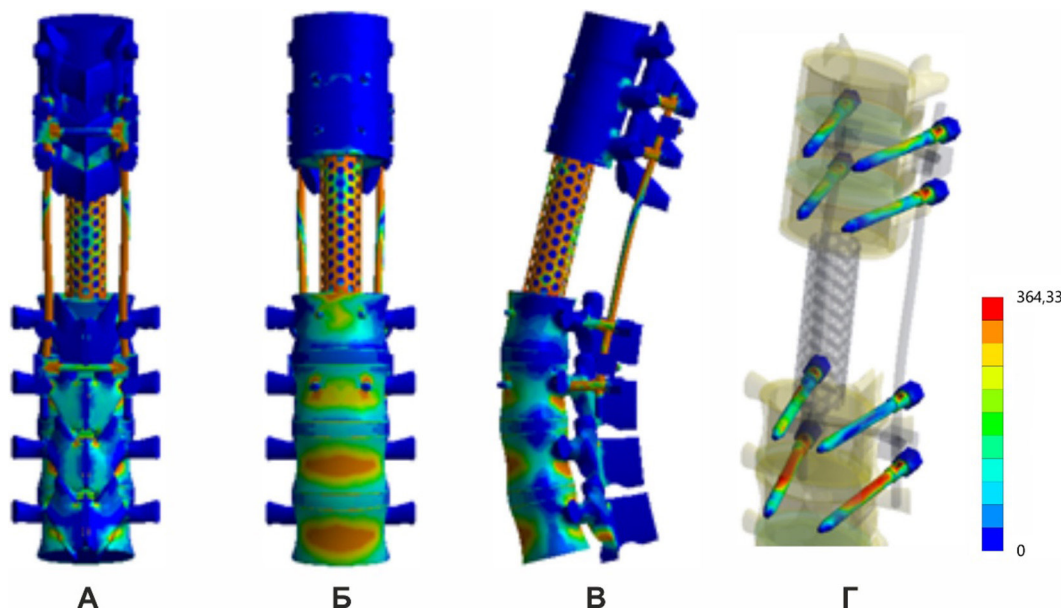
Отже, при нахилі тулуба вперед принципів відмінностей між варіантами транспедикулярної фіксації хребта не виявлено. Підвищення рівня напруження зафіксували в зоні контакту міжтілової опори з хребцем L2 (точка 9) при використанні довгих гвинтів без поперечних стяжок, але додавання стяжок усувало цей недолік. Також варте уваги напруження в хребці L2 навколо фіксувального гвинта (контрольна точка 12), яке збільшувалося при використанні довгих гвинтів незалежно від наявності чи відсутності стяжок.

Результати біомеханічних досліджень навантаження хребта свідчать, що за відсутності грубих дегенеративно-дистрофічних чи якихось травматичних змін, навантаження, що діє на тіло хребця, має переважно компресійний характер. Тому флексійне навантаження, ротація або бічні нахили, що формують традиційні патерни навантаження хребта в цілому, в одному хребетно-руховому сегменті за допомогою міжхребцевого диска і капсульно-зв'язкового апарату заднього опорного комплексу, трансформуються в компресію [19].

Цей факт підтверджено як морфологічними, так і клінічними спостереженнями. Відомо, що особливості трабекулярної архітектури губчастої речовини тіла хребця визначаються характером навантаження [20]. Фактично неоднорідність мікроструктури і механічних властивостей є результатом адаптації та ключовим чинником, що визначає здатність тіла хребця витримувати певний тип навантаження. При цьому закономірно, що розташування трабекул у хребцях грудо-поперекового відділу, що має переважно вертикальний характер, найбільше адаптовано до опору саме компресії. Максимальна частка навантаження, що сприймається трабекулярною кісткою, згідно з дослідженнями S.K. Eswaran та співавт., становить 76–89% від усього навантаження, прикладеного до хребця [21]. Крім того, відзначено, що щільність трабекулярної структури передніх відділів тіла менша, ніж задніх, що також свідчить на користь морфологічної спрямованості на опір компресійному навантаженню, а не флексійному [20].

З іншого боку, характер навантаження на тіло хребця легко визначити клінічно під час аналізу патоморфології остеопоротичних нетравматичних переломів. Відзначено, що пошкодження тіла хребця, що виникають переважно в момент флексії хребта, мають ознаки компресійної дії, які виявляються рівномірним зниженням висоти як передньої, так і задньої стінки тіла хребця [22].

Усі наведені дані стосуються лише інтактного хребта, тоді як для стабілізованого вектори навантаження, що діють на хребет загалом і фіксовану ділянку зокрема, збігаються. Зазначений факт часто призводить до неправильного трактування результатів біомеханічних досліджень, оскільки на стабілізований ГПП у пацієнта, який перебуває в нейтральному вертикальному положенні, діє саме флексійне, а не компресійне навантаження.



**Рис. 5.** Розподіл напруження в моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12 і L1 під впливом флексійного навантаження. Транспедикулярна фіксація із застосуванням поперечних стяжок та довгих гвинтів: а – вигляд ззаду; б – вигляд спереду; в – вигляд збоку; г – гвинти

**Таблиця.** Напруження під впливом флексійного навантаження в моделях грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребців Th12 та L1 за різних варіантів транспедикулярної фіксації

Контрольна точка		Напруження, МПа				
		Модель без стяжок		Модель зі стяжками		
№	Зона	короткі гвинти	довгі гвинти	короткі гвинти	довгі гвинти	
1	Кісткова тканина	Тіло хребця Th9	1,4	1,4	1,3	1,4
2		Тіло хребця Th10	6,2	5,7	5,8	5,6
3		Тіло хребця Th11	6,6	7,0	6,2	6,7
4		Тіло хребця L2	8,3	7,8	8,2	7,6
5		Тіло хребця L3	14,8	14,9	13,2	13,1
6		Тіло хребця L4	16,8	16,8	16,6	16,3
7		Тіло хребця L5	13,7	13,5	13,6	13,1
8		Низ тіла хребця Th11	13,4	13,3	12,4	12,7
9		Верх тіла хребця L2	13,6	16,7	12,5	12,6
10		Вхід гвинтів у ніжки дуги хребця Th10	5,0	5,1	4,6	4,7
11		Вхід гвинтів у ніжки дуги хребця Th11	1,9	2,3	1,9	1,8
12		Вхід гвинтів у ніжки дуги хребця L2	7,8	10,2	7,3	9,9
13		Вхід гвинтів у ніжки дуги хребця L3	13,6	12,7	12,7	12,2
14		Металеві конструкції	Гвинти в тілі хребця Th10	34,3	38,8	31,5
15	Гвинти в тілі хребця Th11		34,0	34,1	32,3	32,1
16	Гвинти в тілі хребця L2		29,6	27,5	28,9	26,7
17	Гвинти в тілі хребця L3		45,5	48,4	43,6	47,8
18	Стяжки між гвинтами в тілах хребців Th10 і Th11				3,3	3,2
19	Стяжки між гвинтами в тілах хребців L2 та L3				10,9	10,8
20	Міжтілова опора		42,0	46,7	41,2	43,0

Ділянка ГПП – це єдина зона, в якій інтенсивність моменту, що згинає, не залежить від глибини вигинів хребта і становить близько 8 Н м. Підтримка вертикального положення тіла досягається балансом між флексією, що визначається масою тіла, розташованою спереду від хребта, та екстензійними зусиллями м'язів. Щодо ГПП – це переважно м'яз, що випрямляє хребет (*m. erector spinae*) та багатороздільні м'язи (*m. multifidi*) [19]. Сам факт травматичного впливу та значною мірою перенесене хірургічне втручання впливають на стан глибоких м'язів спини, часто частково чи повністю позбавляючи їх розгинальної функції. Тому ще більше навантаження щодо протидії моменту, що згинає, припадає на імплантовану систему стабілізації.

Адаптуючи наведені дані до клінічної ситуації, можна стверджувати, що моделювання компресійного навантаження на стабілізований ГПП, проведене нами раніше, відповідає нейтральному вертикальному положенню пацієнта, який носить жорсткий розвантажувальний грудо-поперековий корсет, тоді як це дослідження відповідає аналогічному положенню без корсета [16]. З огляду на те, що аналізований обсяг хірургічного втручання передбачає перманентну внутрішню фіксацію, а вертикалізація пацієнта є пріоритетним завданням у комплексі реабілітаційних заходів, оскільки має значний психологічний вплив на постраждалого, доцільно зіставити дані проведених досліджень. При аналізі розглядали лише моделі з використанням

поперечних стяжок через їхню безперечну біомеханічну перевагу.

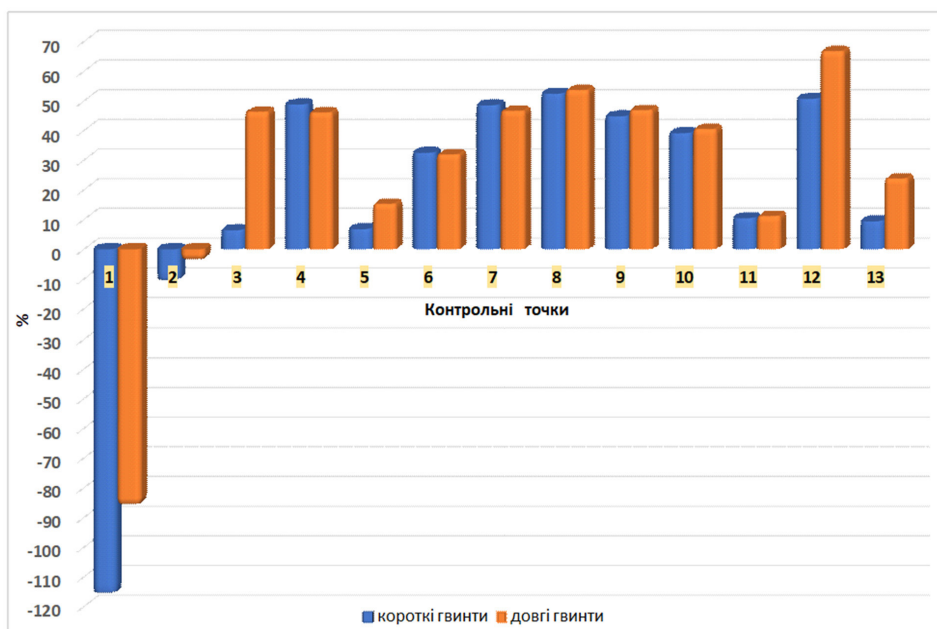
Установлено, що дія флексії на фіксований відділ ГПП призводить до значного збільшення напруження практично в усіх елементах моделей за винятком тіла хребця, розташованого краніальніше за зону фіксації, та найкраніальніше зафіксованого хребця (Th9 і Th10) (Рис. 6). Порівняно з компресією напруження при флексійному впливі на тіло хребця Th9 менше практично вдвічі (на 115,4% при використанні коротких гвинтів і на 85,7% при бікортикальному введенні гвинтів). Значно менші відмінності зареєстровано для навантаження на тіло хребця Th10 (на 10,3 та 3,6% при застосуванні коротких і довгих гвинтів відповідно). У всіх інших контрольних точках навантаження збільшилося в середньому на 33,7% для моделі з монокортикальними гвинтами та на 39,6% для моделі з бікортикальними. Навантаження зростало на 46,3% у тілі хребця Th11 при використанні довгих гвинтів і лише на 6,5% при застосуванні монокортикальних. Тіло хребця L2 демонструвало збільшення навантаження на 50,0% незалежно від довжини транспедикулярного гвинта, тоді як навантаження на тіло хребця L3 незначно змінювалося. Навантаження на всі інші кісткові елементи моделі зростало без значних відмінностей між монокортикальними і бікортикальними гвинтами.

При аналізі характеру змін навантаження на елементи металоконструкцій при моделюванні

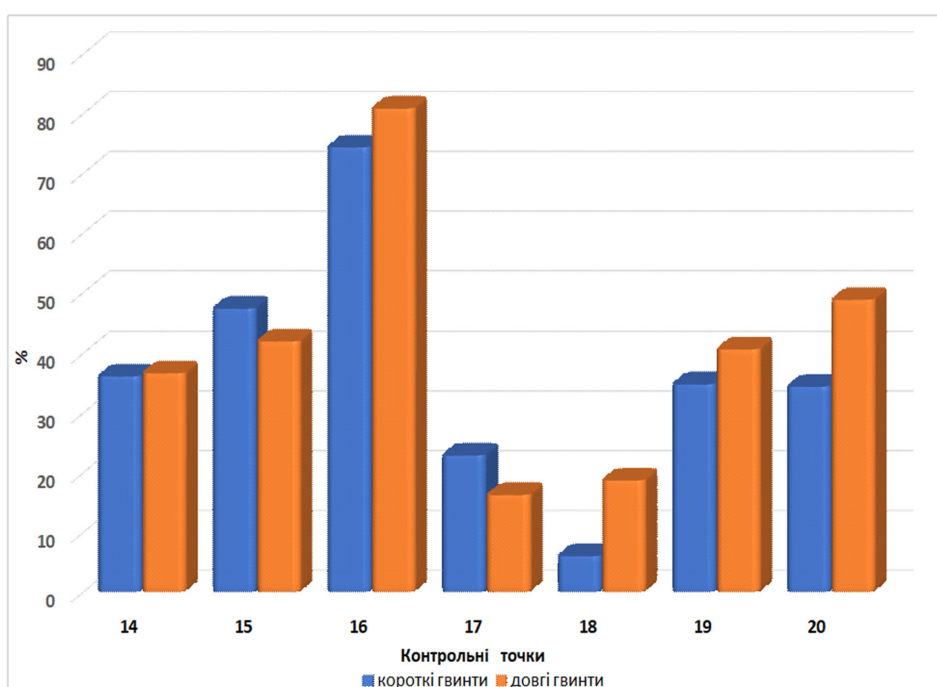
флексійного впливу порівняно з компресійним (**Рис. 7**) встановлено, що навантаження збільшувалося в середньому на 36,6% у моделі з монокортикальними гвинтами і на 40,6% у моделі з бікортикальними. Найкритичніше порівняло з компресією збільшення навантаження припадало на гвинти, імплантовані в тіло хребця L2, – на 74,4 і 80,9% відповідно для монокортикальної та бікортикальної фіксації.

Результати дослідження засвідчили, що найбільше впливають на зниження рівня навантаження як у кісткових елементах моделей, так і в елементах металоконструкції, поперечні стяжки. Використання коротких або довгих гвинтів не має значного впливу на розподіл навантаження при моделюванні флексії, але застосування монокортикальних гвинтів

має певні переваги. При порівнянні результатів із моделюванням компресійного навантаження виявлено, що напруження зростає в середньому на 33,7–40,6%, а в деяких елементах досліджуваних структур – до 80,9%. Отримані показники є аргументами на користь застосування корсета в післяопераційний період. Однак з огляду на те, що фактично період зовнішньої фіксації є обмеженим, при оцінці доцільності використання певного методу транспедикулярної стабілізації слід урахувувати показники, отримані при моделюванні флексії. Дані слід інтерпретувати щодо їхньої клінічної значущості, а також порівнюючи із результатами досліджень інших патернів навантаження, що потребує проведення додаткових досліджень.



**Рис. 6.** Зміна величини навантаження у кісткових структурах моделей із поперечними стяжками під впливом флексійного навантаження порівняно із компресією



**Рис. 7.** Зміна величини навантаження на елементи металоконструкції моделей із поперечними стяжками під впливом флексійного навантаження порівняно із компресією

### Висновки

При флексійному навантаженні використання поперечних стяжок дає змогу знизити рівень напруження в усіх контрольних точках моделей незалежно від довжини фіксувальних гвинтів.

Довжина фіксувальних гвинтів не має принципового впливу на розподіл напруження в моделях при нахилі тулуба вперед.

При порівнянні отриманих результатів із моделюванням компресійного навантаження виявлено, що напруження зростає в середньому на 33,7–40,6 %, а в деяких елементах – до 80,9%.

Отримані показники є аргументами на користь застосування корсету у післяопераційний період.

### Розкриття інформації

#### Конфлікт інтересів

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

#### Фінансування

Дослідження не мало спонсорської підтримки.

### Список літератури

- Sharif S, Shaikh Y, Yaman O, Zileli M. Surgical Techniques for Thoracolumbar Spine Fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. *Neurospine*. 2021;18(4):667-680. doi: 10.14245/ns.2142206.253
- Verheyden AP, Spiegl UJ, Ekkerlein H, Gercek E, Hauck S, Josten C, et al. Treatment of Fractures of the Thoracolumbar Spine: Recommendations of the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma (DGOU). *Global Spine J*. 2018;8(2 Suppl):34S-45S. doi: 10.1177/2192568218771668
- Smith HE, Anderson DG, Vaccaro AR, Albert TJ, Hilibrand AS, Harrop JS, et al. Anatomy, Biomechanics, and Classification of Thoracolumbar Injuries. *Seminars in Spine Surgery*. 2010;22(1):2-7. doi: 10.1053/j.semss.2009.10.001
- Fradet L, Petit Y, Wagnac E, Aubin CE, Arnoux PJ. Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. *Medical & biological engineering & computing*. 2014;52(1):87-94. doi: 10.1007/s11517-013-1124-8
- Yeni YN, Kim DG, Divine GW, Johnson EM, Cody DD. Human cancellous bone from T12-L1 vertebrae has unique microstructural and trabecular shear stress properties. *Bone*. 2009;44(1):130-136. doi: 10.1016/j.bone.2008.09.002
- Ren EH, Deng YJ, Xie QQ, Li WZ, Shi WD, Ma JL, et al. [Anterior versus posterior decompression for the treatment of thoracolumbar fractures with spinal cord injury: a Meta-analysis]. *Zhongguo Gu Shang*. 2019;32(3):269-277. doi: 10.3969/j.issn.1003-0034.2019.03.015
- Xu GJ, Li ZJ, Ma JX, Zhang T, Fu X, Ma XL. Anterior versus posterior approach for treatment of thoracolumbar burst fractures: a meta-analysis. *Eur Spine J*. 2013;22(10):2176-2183. doi: 10.1007/s00586-013-2987-y
- Huangxs S, Christiansen PA, Tan H, Smith JS, Shaffrey ME, Uribe JS, et al. Mini-Open Lateral Corpectomy for Thoracolumbar Junction Lesions. *Oper Neurosurg* (Hagerstown). 2020;18(6):640-647. doi: 10.1093/ons/ozp298
- Tanasansomboon T, Kittipibul T, Limthongkul W, Yingsakmongkol W, Kotheeranurak V, Singhatanadgige W. Thoracolumbar Burst Fracture without Neurological Deficit: Review of Controversies and Current Evidence of Treatment. *World Neurosurg*. 2022;162:29-35. doi: 10.1016/j.wneu.2022.03.061
- Paulo D, Semonche A, Tyagi R. Novel method for stepwise reduction of traumatic thoracic spondyloptosis. *Surg Neurol Int*. 2019;10:23. doi: 10.4103/sni.sni\_353\_17
- Riaz ur R, Azmatullah, Azam F, Mushtaq, Shah M. Treatment of traumatic unstable thoracolumbar junction fractures with transpedicular screw fixation. *JPMA The Journal of the Pakistan Medical Association*. 2011;61(10):1005-1008.
- Aebi M. Transpedicular fixation: Indication, techniques and complications. *Current Orthopaedics*. 1991;5(2):109-116. doi: 10.1016/0268-0890(91)90053-3
- Kifune M, Panjabi MM, Liu W, Arand M, Vasavada A, Oxland T. Functional morphology of the spinal canal after endplate, wedge, and burst fractures. *J Spinal Disord*. 1997;10(6):457-466.
- Vaccaro AR, Schroeder GD, Kepler CK, Cumhuri Oner F, Vialle LR, Kandziora F, et al. The surgical algorithm for the AOSpine thoracolumbar spine injury classification system. *Eur Spine J*. 2016;25(4):1087-1094. doi: 10.1007/s00586-015-3982-2
- McLain RF, Sparling E, Benson DR. Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75(2):162-167. doi: 10.2106/00004623-199302000-00002
- Nekhlopochny OS, Verbov VV, Karpinsky MY, Yaresko OV. 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*. 2021;27(3):25-32. doi: 10.25305/unj.230621
- Kurowski PM. *Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007*: SDC Publications; 2007.
- Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering*: Elsevier Science; 2005.
- Bruno AG, Burkhart K, Allaire B, Anderson DE, Bouxsein ML. Spinal Loading Patterns From Biomechanical Modeling Explain the High Incidence of Vertebral Fractures in the Thoracolumbar Region. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*. 2017;32(6):1282-1290. doi: 10.1002/jbmr.3113
- Auger JD, Frings N, Wu Y, Marty AG, Morgan EF. Trabecular Architecture and Mechanical Heterogeneity Effects on Vertebral Body Strength. *Current osteoporosis reports*. 2020;18(6):716-726. doi: 10.1007/s11914-020-00640-0
- Eswaran SK, Gupta A, Adams MF, Keaveny TM. Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*. 2006;21(2):307-314. doi: 10.1359/jbmr.2006.21.2.307
- Sugita M, Watanabe N, Mikami Y, Hase H, Kubo T. Classification of vertebral compression fractures in the osteoporotic spine. *J Spinal Disord Tech*. 2005;18(4):376-381. doi: 10.1097/01.bsd.0000168716.23440.61