

Ukrainian Neurosurgical Journal. 2025;31(4):44-54
doi: 10.25305/unj.331033

Техніки короткосегментної стабілізації вибухових переломів грудо-поперекового переходу: скінченно-елементне дослідження в умовах латерофлексії

О.С. Нехлопочин ¹, В.В. Вербов ², Є.В. Чешук ², М.В. Вороді ², М.Ю. Карпінський ³, О.В. Яресько ³

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

² Відділення відновлювальної нейрохірургії, Інститут нейрохірургії імені 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 27.05.2025
Прийнята до публікації 21.07.2025

Адреса для листування:

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

Вибухові переломи грудо-поперекового переходу (Th10–L2) часто трапляються та супроводжуються високим ризиком неврологічних ускладнень. Транспедикулярна фіксація є одним із найефективніших методів лікування, але оптимальний вибір конфігурації залишається актуальним питанням.

Мета: провести аналіз напружено-деформованого стану різних варіантів короткосегментної транспедикулярної фіксації при вибуховому переломі хребця Th12 в умовах латерофлексії (бічний нахил).

Матеріали і методи. Побудовано скінченно-елементну модель сегмента Th9–L5 з імітацією вибухового перелому хребця Th12. Розглянуто чотири варіанти транспедикулярної фіксації: модель 1 – короткі гвинти в тіла хребців Th11 та L1 (без проміжних), модель 2 – довгі гвинти в тіла хребців Th11 і L1 (без проміжних), модель 3 – короткі гвинти в тіла хребців Th11 та L1 і проміжні гвинти в тіло хребця Th12, модель 4 – довгі гвинти в тіла хребців Th11 та L1 і проміжні гвинти в тіло хребця Th12. Моделі аналізували за допомогою програми CosmosM, застосовуючи еквівалентні напруження за Мізесом у 18 контрольних точках. Навантаження імітувало фізіологічний бічний нахил тулуба.

Результати. Моделі з довгими гвинтами (2 та 4) характеризувалися нижчими максимальними напруженнями в з'єднувальних стрижнях (315,5–321,0 МПа) порівняно з короткими гвинтами (324,8–324,9 МПа). Додаткове використання проміжних гвинтів (моделі 3 і 4) суттєво знижувало напруження в травмованому хребці Th12 (до 28%), замикальних пластинках суміжних хребців (на 18–25%) та точках входу гвинтів у дуги хребців (до 28%). Найменші напруження у гвинтах фіксації зареєстровано в моделі з довгими та проміжними гвинтами (на 38% менше порівняно з базовою моделлю 1). Вплив проміжних гвинтів на напруження в з'єднувальних стрижнях був мінімальним (близько 1,2%).

Висновки. Оптимальною конфігурацією короткосегментної транспедикулярної фіксації є застосування довгих гвинтів у суміжних хребцях із додатковою проміжною фіксацією в травмованому хребці (модель 4). Такий підхід забезпечує найкращий розподіл навантажень, знижує ризик неспроможності конструкції та дає змогу зберегти рухливість суміжних сегментів. Довгі гвинти поліпшують загальну жорсткість системи, а проміжні гвинти ефективно стабілізують ушкоджений сегмент, суттєво розвантажуючи ключові зони конструкції та прилеглих структур.

Ключові слова: вибухові переломи; грудо-поперековий перехід; транспедикулярна фіксація; короткосегментна стабілізація; скінченно-елементне моделювання; латерофлексія; проміжні гвинти

Вступ

Травми грудо-поперекового переходу (ГПП) належать до найпоширеніших ушкоджень хребта. Так, близько 50% від усіх переломів хребта припадає на сегмент Th10–L2 [1].

Біомеханічні особливості ГПП, а саме перехід від відносно нерухомого грудного до гнучкішого поперекового сегмента, зумовлюють його підвищену схильність до травмування [2]. Такі пошкодження мають високу клінічну значущість, оскільки в значній

частині пацієнтів (20–50%) вони супроводжуються неврологічними порушеннями [3]. З огляду на ризик спинномозкової травми й інвалідизації потерпілих, травми зони ГПП потребують особливої уваги та своєчасного лікування.

Серед ушкоджень ділянки ГПП виділяються вибухові переломи тіл хребців. Вибуховий перелом – це тяжкий варіант травматичного ураження, за якого відбувається фрагментація тіла хребця з порушенням передньої та середньої колон хребта й

Copyright © 2025 О.С. Нехлопочин, В.В. Вербов, Є.В. Чешук, М.В. Вороді, М.Ю. Карпінський, О.В. Яресько



Робота опублікована під ліцензією Creative Commons Attribution 4.0 International License
<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

ретропульсією кісткових уламків у спинномозковий канал [4]. Такі переломи виникають зазвичай унаслідок високоенергетичних впливів (падіння з висоти, дорожньо-транспортна пригода тощо) і нерідко призводять до стиснення нервових структур [5]. Вибухові переломи мають тенденцію до прогресування кіфотичної деформації та розвитку неврологічних ускладнень, тому в більшості випадків доцільне хірургічне лікування – стабілізація хребта за допомогою внутрішньої фіксації та за показаннями декомпресія хребтового каналу (пряма чи непряма) [6, 7].

Транспедикулярна фіксація є загальноприйнятим методом хірургічної стабілізації при переломах ділянки ГПП [8]. Існують дві основні тактики: довгосегментна (фіксація охоплює два хребці або більше вище та нижче за зону перелому) і короткосегментна (фіксація охоплює лише один хребець вище та нижче за зону перелому) стабілізація [9]. Довгі конструкції забезпечують кращу початкову стабільність ушкодженого сегмента й надійніше запобігають розвитку посттравматичного кіфозу [10]. Однак їхнім недоліком є необхідність іммобілізації значної протяжності хребта, що призводить до втрати рухливості додаткових сегментів і збільшення обсягу хірургічного втручання [11]. Короткі конструкції менш інвазивні та дають змогу зберегти рухливість більшої частини хребта, але історично асоціюються з підвищеним ризиком неспроможності фіксації (поломка стрижнів, міграція або виривання гвинтів) і вторинної деформації [12]. За даними літератури, при традиційній короткосегментній фіксації грудопоперекових вибухових переломів у половини випадків спостерігається втрата корекції кута кіфозу $>10^\circ$ або інші ускладнення стабілізації [13].

Для підвищення надійності коротких транспедикулярних систем застосовують різні технічні прийоми підсилення конструкції. Зокрема додаткове використання поперечних конекторів збільшує ригідність конструкції в умовах ротаційних навантажень. Однак установлення проміжних гвинтів безпосередньо в тіло ушкодженого хребця вважається ефективнішим способом підсилення короткої фіксації [14]. Ще в 1987 р. продемонстровано, що залучення ушкодженого хребця в конструкцію значно підвищує її жорсткість: на 84–160% зростає опір згинанню та осьовому навантаженню порівняно зі стандартною конфігурацією без таких гвинтів [15]. Численні біомеханічні дослідження підтвердили, що наявність проміжного гвинта поліпшує стабільність конструкції та захищає передню колону хребта, зменшуючи навантаження на імпланти [14]. Клінічні спостереження також свідчать про переваги фіксації із залученням ураженого хребця. Така тактика дає змогу краще зберегти корекцію деформації та знижує частоту неспроможності стабілізації в післяопераційний період порівняно із традиційною короткою фіксацією без проміжних гвинтів [16].

Більшість біомеханічних аналізів транспедикулярних систем зосереджені на поведінці конструкцій під час згинання/розгинання хребта та осьового навантаження. Водночас латерофлексія

(бічне згинання) є не менш важливим компонентом навантаження на імпланти, оскільки при бічному навантаженні виникають виразні асиметричні деформації системи та концентрація напружень у певних елементах фіксації [17]. Обмежена кількість даних щодо стану систем фіксації при латерофлексії не дає змоги визначити запас міцності конструкцій у таких умовах. Тому актуальним є дослідження напружено-деформованого стану елементів фіксації саме за дії бічного згинання хребта.

Авторами проведено порівняльний аналіз варіантів короткосегментної транспедикулярної фіксації вибухового перелому в зоні ГПП із використанням проміжних гвинтів у тілі ушкодженого хребця та без них. Крім того, урахували довжину основних гвинтів, установлених у тіла неушкоджених хребців (монокортикально чи бікортікально).

У дослідженні розглянуто лише одну модель вибухового перелому із короткосегментною транспедикулярною фіксацією без реконструкції передньої опорної колони. Такий підхід зумовлений тим, що інші варіанти хірургічної стабілізації (зокрема із застосуванням корпектомії та телескопічного кейджу, а також гібридних технік) були нами проаналізовані раніше й частково опубліковані. Представлені результати є складовою великого багаторівневого дослідження, присвяченого біомеханічній оцінці різних стратегій стабілізації при травматичних ушкодженнях ділянки ГПП.

Мета: проаналізувати напружено-деформований стан різних варіантів транспедикулярної фіксації при вибуховому переломі хребця Th12 в умовах латерофлексії (бічний нахил).

Матеріали і методи

Модель хребта та варіанти фіксації

Побудовано скінченно-елементну модель грудопоперекового сегмента хребта (Th9–L5) із вибуховим переломом хребця Th12. Тіло хребця Th12 було змодельоване з урахуванням руйнівного дефекту, щоб відобразити наявність осколків і пошкодження структури (для цього в моделі передбачено ділянку зменшеної жорсткості, що імітує міжфрагментарний регенерат). Для стабілізації ушкодженого сегмента застосовано транспедикулярну фіксацію. Розглянуто чотири варіанти її виконання:

- **модель 1 (M1):** короткі (монокортикальні) гвинти в тіла хребців Th11 та L1 **без** проміжних гвинтів у тіло хребця Th12 (стандартна чотиригвинтова фіксація);
- **модель 2 (M2):** довгі (бікортікальні) гвинти в тіла хребців Th11 та L1 **без** проміжних гвинтів у тіло хребця Th12;
- **модель 3 (M3):** короткі (монокортикальні) гвинти в тіла хребців Th11 та L1 **із** проміжними гвинтами в тіло хребця Th12 (шестигвинтова фіксація);
- **модель 4 (M4):** довгі (бікортікальні) гвинти в тіла хребців Th11 та L1 **із** проміжними гвинтами в тіло хребця Th12.

Короткі гвинти фіксують у межах тіла хребця, тоді як довші проникають через передню кортикальну

стінку хребця для підвищення жорсткості фіксації (бікортікально).

Відомо, що застосування поперечних конекторів позитивно впливає на розподіл навантажень у системі фіксації, знижуючи концентрацію напружень і підвищуючи загальну ригідність конструкції. Їх використання є обґрунтованим у випадках, коли відповідно до біомеханічних досліджень або клінічних спостережень існує ризик досягнення межі механічної міцності певного компонента стабілізаційної системи — як елементів металоконструкції, так і кісткової тканини.

Водночас у межах цього дослідження було змодельовано варіант фіксації, що відповідає малоінвазивному (перкутанному) хірургічному втручанню, для якого априорі неможливе встановлення поперечних стяжок через технічні обмеження. Тому не проводили оцінку впливу поперечних конекторів.

Матеріали та їхні властивості

У моделі всі біологічні тканини й елементи імплантатів вважали однорідними та ізотропними. Механічні характеристики матеріалів (модуль пружності (E) та коефіцієнт Пуассона (ν)) підібрано на основі даних літератури й технічної документації [18–20]. Механічні властивості використаних матеріалів наведено в **Табл. 1**.

Мережа скінченних елементів і програмне забезпечення

Геометричну модель хребта побудовано із застосуванням системи автоматизованого проектування SolidWorks (Dassault Systèmes). Для проведення міцнісного аналізу використано програмний комплекс CosmosM, який реалізує скінченно-елементний метод [21]. Дискретизація моделі здійснювалася твердотільними елементами у вигляді тетраєдрів із 10 вузлами (квадратична апроксимація поля переміщень). Така деталізація сітки забезпечує точніший розрахунок напружено-деформованого стану конструкції хребта та імплантатів [22].

Навантаження та граничні умови

Навантаження моделі здійснювали за схемою, що імітує нахил тулуба вліво. Для цього до верхньої частини моделі (ділянка тіла хребця Th9 і відповідних

суглобових відростків) прикладали згинальний момент за рахунок бічної сили 350 Н. Значення 350 Н приблизно відповідає вазі верхньої половини тулуба людини, що створює фізіологічне навантаження на грудо-поперековий відділ хребта при бічному нахилі. Нижню основу моделі, а саме каудальну (нижню) поверхню диска L5, жорстко зафіксовано (умова нерухомої опори) для відтворення впливу опори таза. Таким чином, імітуються реальні граничні умови: верхні хребці навантажуються ваговим зусиллям при згинанні, а нижній кінець моделі залишається нерухомим [23].

Оцінка напружено-деформованого стану

Аналіз напружень і деформацій у моделях проводили за критерієм еквівалентних напружень Мізеса [24, 25]. Це дає змогу оцінити максимальні інтенсивності напружень у кісткових структурах та елементах фіксації для кожного способу стабілізації. Для порівняння ефективності конструкцій визначали рівень напружень у 18 контрольних точках моделі в ключових зонах – як у тілах суміжних із переломом хребців, так і в елементах металоконструкції (**Рис. 1**):

- тіла хребців Th9, Th10, Th11, Th12, L1, L2, L3, L4, L5 (контрольні точки 1–9 відповідно);
- замикальні пластинки хребців, суміжних із ушкодженням: нижня пластинка хребця Th11 (точка 10) та верхня пластинка хребця L1 (точка 11);
- зони входу гвинтів у дуги хребців Th11 (точка 12), Th12 (точка 13) і L1 (точка 14);
- гвинти в тілі хребців Th11 (точка 15), Th12 (точка 16) та L1 (точка 17) (для моделей без проміжної фіксації точки 13 і 16 відсутні – гвинти в тіло хребця Th12 не встановлено);
- з'єднувальні балки (стрижні) фіксувальної системи (точка 18).

Такий підхід дав змогу виявити ділянки концентрації напружень для кожного варіанта фіксації та зіставити їх, що є важливим для біомеханічної оцінки надійності стабілізації [26].

Окреме моделювання стану без фіксації не виконували, оскільки при вибуховому переломі без стабілізації структура втрачає механічну цілісність, що унеможливорює коректний розрахунок напружень.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні

Матеріал	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Компактна кісткова тканина	10 000	0,30
Губчаста кісткова тканина	450	0,20
Суглобовий хрящ	10,5	0,49
Міжхребцевий диск	4,2	0,45
Міжфрагментарний регенерат	1,0	0,45
Титан (сплав BT-16)	110 000	0,30

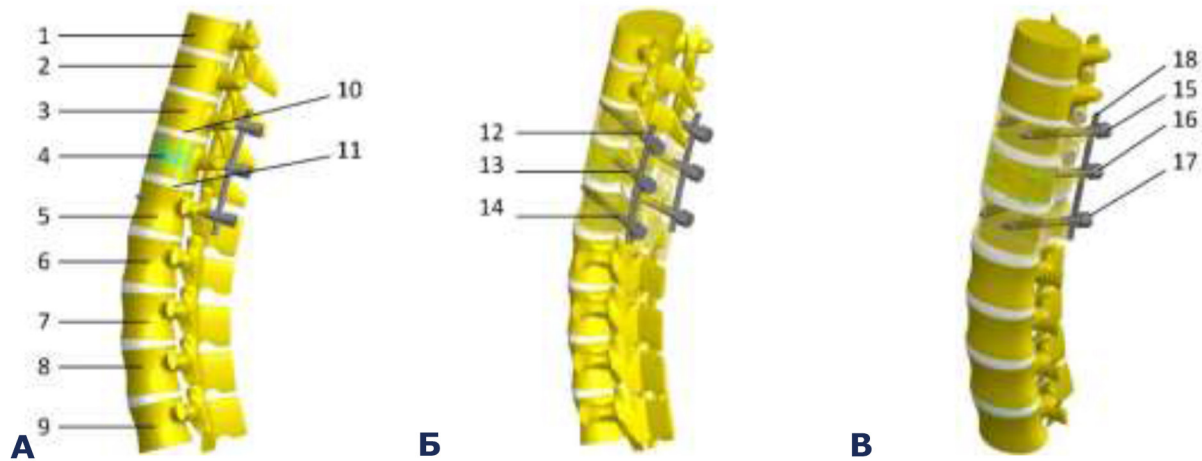


Рис. 1. Схема розташування контрольних точок моделей (опис у тексті): А – бічна проекція; Б – задньо-бічна проекція; В – передньо-бічна проекція

Результати

Для кожної контрольної точки розглянемо, як змінюється рівень напруження при переході від однієї моделі фіксації до іншої.

Напруження в тілах хребців (контрольні точки 1–9)

Верхні та нижні сегменти (Th9, Th10, L2–L5).

У віддалених від зони фіксації хребцях напруження залишаються низькими та майже однаковими для всіх конфігурацій. Зокрема в тілах хребців Th9 і Th10 величина напруження становить 1,0–1,4 МПа та майже не відрізняється в моделях. У поперекових хребцях L2–L5 напруження становить від 12,1 до 17,5 МПа, зменшуючись при використанні довгих і проміжних гвинтів (наприклад, у тілі хребця L3 – до 12,1 МПа). Це є очікуваним результатом, оскільки ділянки, розташовані далеко від місця травми та імплантації, зазнають впливу переважно зовнішнього навантаження і мало залежать від конфігурації фіксатора.

Суміжні з переломом хребці (Th11 та L1).

У суміжних із травмованим Th12 хребцях, в яких установлені гвинти, зареєстровано помірне зниження напружень при вдосконаленні фіксації. Базова модель (короткі гвинти без проміжних) демонструє напруження 7,9 МПа в тілі хребця Th11 та 18,9 МПа в тілі хребця L1. Використання довгих гвинтів (без проміжних) зменшує величину напруження до 7,8 МПа (Th11) і 18,0 МПа (L1). Додавання проміжних гвинтів у тіло хребця Th12 (короткі гвинти з проміжними) ще більше розвантажує тіло хребця Th11 (до 7,0 МПа), але для тіла хребця L1 навантаження зростає до 19,0 МПа. Найменше навантаження на суміжні хребці зареєстровано при поєднанні довгих гвинтів із проміжними: 6,8 МПа у Th11 та 17,1 МПа у L1.

У цілому довгі гвинти та проміжна фіксація сприяють зниженню напружень у тілах суміжних хребців. Ефект проміжних гвинтів виразніший для хребця Th11 (зменшення на ~14%), ніж для хребця L1. У разі поєднання обох чинників (довгі та проміжні гвинти) виникає накопичувальний ефект, що забезпечує найменше напруження в хребцях Th11 та L1.

Травмований хребець Th12.

У тілі ураженого хребця зафіксовано найбільші серед кісткових структур відмінності між моделями. Без проміжної фіксації тіло хребця Th12 має максимальні напруження 12,3 МПа (короткі гвинти) і 12,1 МПа (довгі гвинти). Використання проміжних гвинтів значно розвантажує хребець: напруження зменшується до 9,1 МПа (короткі гвинти з проміжними) та до 8,8 МПа (довгі гвинти з проміжними). Отже, проміжна фіксація хребця Th12 знижує напруження на 27–28%. Довжина гвинтів без проміжних має менший вплив (зменшення лише на 1–2%), але в поєднанні з проміжними гвинтами максимальне зниження досягає 28%. Зведені дані щодо напруження в тілах основних хребців для всіх моделей наведено в **Табл. 2**.

Візуально розподіл напружень на елементах моделей залежно від типу фіксувальної системи представлено на **Рис. 2**.

Напруження на замикальних пластинках (точки 10–11)

Зміни напружень у замикальних пластинках хребців Th11 (каудальна) та L1 (краніальна) мають меншу амплітуду й менш однозначні тенденції, оскільки хрящова тканина міжхребцевих дисків певною мірою нівелює відмінності між схемами фіксації завдяки подібному механізму передачі навантаження.

Нижня пластинка хребця Th11 (точка 10)

без проміжної фіксації демонструє напруження 4,3 МПа (короткі гвинти, M1) та 4,2 МПа (довгі гвинти, M2). За наявності гвинтів у тілі хребця Th12 спостерігається виразне зменшення навантаження на нижню замикальну пластинку хребця Th11: до 3,8 МПа (короткі гвинти з проміжними, M3) та до мінімального значення 3,2 МПа (довгі гвинти з проміжними, M4). Така різниця свідчить про ефективне розвантаження цієї зони за рахунок стабілізації травмованого сегмента Th12 проміжними гвинтами. Порівняно з базовою моделлю (M1) найбільше зниження навантаження становить близько 25,6% (з 4,3 до 3,2 МПа).

Таблиця 2. Еквівалентне напруження (МПа) у тілах хребців Th11, Th12 та L1 для чотирьох моделей фіксації при латерофлексії

Контрольна точка	Короткі гвинти без проміжних	Довгі гвинти без проміжних	Короткі гвинти з проміжними	Довгі гвинти з проміжними
Тіло хребця Th11	7,9	7,8	7,0	6,8
Тіло хребця Th12	12,3	12,1	9,1	8,8
Тіло хребця L1	18,9	18,0	19,0	17,1

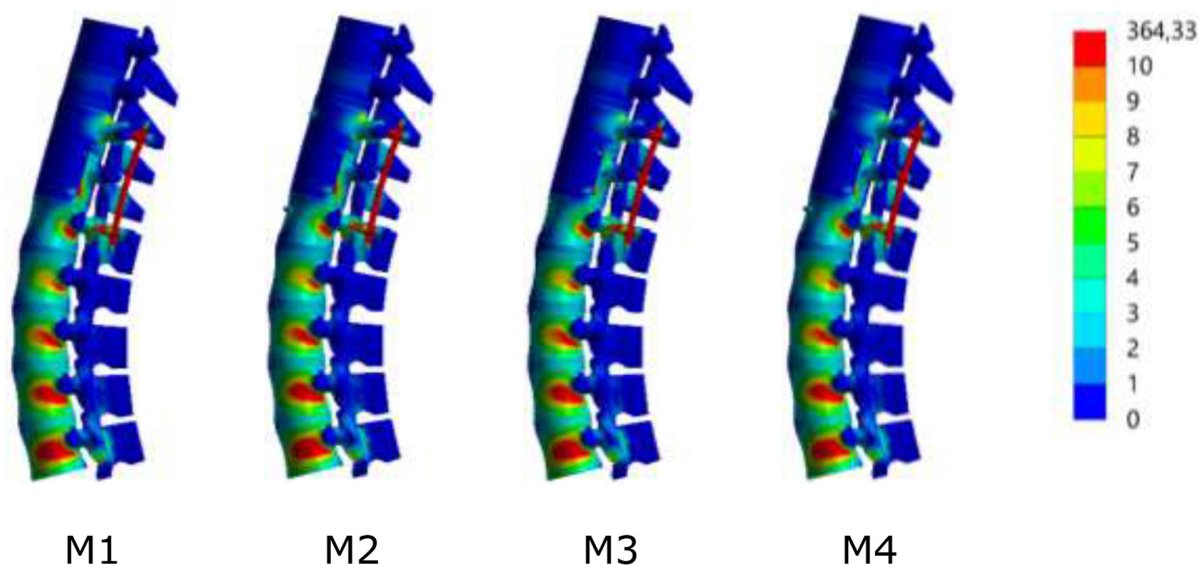


Рис. 2. Розподіл напруження в моделях (М1–М4) грудо-поперекового відділу хребта з вибуховим переломом тіла хребця Th12 при латерофлексії

Верхня пластинка хребця L1 (точка 11) демонструє трохи меншу амплітуду зміни напруження, хоча тенденція до його зниження чітко виразна. Найбільше навантаження зареєстровано в моделі без проміжних гвинтів із короткими гвинтами (М1) — 8,2 МПа, дещо менше при довгих гвинтах без проміжних (М2) — 8,1 МПа. Додавання проміжних гвинтів суттєво розвантажує верхню замикальну пластинку хребця L1: у моделі з короткими та проміжними гвинтами (М3) навантаження знижувалося до 7,0 МПа. У моделі з довгими й проміжними гвинтами (М4) зафіксовано найнижче значення (6,7 МПа), що відповідає зменшенню на 18,3% порівняно з базовою конфігурацією (М1). Отже, проміжні гвинти сприяють суттєвому зниженню навантаження на верхню замикальну пластинку хребця L1, поліпшуючи умови для стабільності конструкції та зменшуючи ризик пошкодження хрящової тканини.

Загалом напруження на замикальних пластинках відрізнялося на 1,1–1,5 МПа залежно від моделі. Найкращі результати щодо розвантаження зареєстровано в моделі з довгими гвинтами в поєднанні з проміжною фіксацією.

Напруження в зонах входу гвинтів (точки 12–14)

Дуга хребця Th11 (точка 12). У місці входу гвинта в дугу хребця Th11 (точка прикладання навантаження від гвинта до кістки) відзначено поступове зменшення навантаження при переході від коротких гвинтів без проміжних (7,5 МПа, М1)

до довгих гвинтів без проміжних (7,3 МПа, М2). Більше зниження навантаження зареєстровано при застосуванні проміжних гвинтів: для коротких гвинтів із проміжними (М3) напруження знижувалося до 5,8 МПа (на 22,7% порівняно з М1). Модель із довгими гвинтами й проміжною фіксацією (М4) демонструвала незначне зростання навантаження до 6,1 МПа, хоча воно було суттєво (на 18,7%) нижчим порівняно з базовою конфігурацією. Таким чином, проміжні гвинти забезпечують значне розвантаження дуги хребця Th11, а довжина гвинтів певною мірою впливає на розподіл навантаження.

Дуга хребця Th12 (точка 13). Ця зона проаналізована лише в моделях із проміжними гвинтами (М3, М4). Навантаження в місці входу проміжних гвинтів у дугу зруйнованого хребця Th12 залишалося низьким: 3,7 МПа для коротких гвинтів (М3) і дещо нижче (3,5 МПа) для довгих гвинтів (М4). Отримані дані свідчать про те, що додаткові проміжні гвинти не створюють суттєвих локальних перенапружень у зруйнованому сегменті, що підтверджує їхню безпечність і ефективність для стабілізації травмованого хребця.

Дуга хребця L1 (точка 14). Напруження в зоні входу гвинтів у дугу хребця L1 демонструвало тенденцію до зменшення при переході від коротких гвинтів без проміжних (14,9 МПа, М1) до довгих гвинтів без проміжних (13,2 МПа, М2). Додавання проміжних гвинтів у тіло хребця Th12 сприяло ще більшому зниженню навантаження: у моделі з

короткими гвинтами та проміжними (М3) – 13,4 МПа, що близьке до показника М2. Найнижче значення зареєстрували при використанні довгих і проміжних гвинтів (М4) – 10,7 МПа, що на 28,2% менше порівняно з базовою моделлю (М1). Це свідчить про те, що поєднання довгих та проміжних гвинтів дає змогу найефективніше розвантажити зону входу гвинтів у нижній прилеглий хребець, що є важливим для запобігання пошкодженню кісткової тканини.

Напруження у гвинтах (контрольні точки 15–17)

Гвинти в тіло хребця Th11 (точка 15). У моделі з короткими гвинтами без проміжних гвинтів (базова модель) напруження становило 47,5 МПа. При використанні довгих гвинтів без проміжної фіксації навантаження незначно знижувалося (до 46,9 МПа), що пов'язано з дещо кращим анкеруванням гвинтів у кістці. Додавання проміжних гвинтів (короткі гвинти з проміжними) зменшувало навантаження в гвинтах у тілі хребця Th11 до 39,2 МПа, а при комбінації довгих гвинтів із проміжними – до мінімального значення 29,3 МПа, що на 38% менше, ніж у базовій моделі. Таким чином, проміжні гвинти забезпечують найбільше зменшення напружень саме в гвинтах у тіло хребця Th11, особливо в комбінації з довгими гвинтами.

Гвинти в тіло хребця Th12 (точка 16). Дані для цієї точки проаналізовані лише для моделей із проміжними гвинтами. Напруження в проміжних гвинтах було найнижчим серед усіх гвинтів конструкції: 12,6 МПа (короткі гвинти з проміжними) та 10,3 МПа (довгі гвинти з проміжними). Низькі значення напружень пояснюються тим, що ці гвинти виконують переважно функцію стабілізації фрагментів травмованого хребця, і на них припадає менша частка загального крутного моменту. Довжина основних гвинтів у сусідніх хребцях незначно впливає на навантаження проміжних гвинтів у тіло хребця Th12, хоча довгі гвинти демонструють дещо краще (на 18%) розвантаження цих проміжних елементів конструкції.

Гвинти в тіло хребця L1 (точка 17). Гвинти в нижньому суміжному хребці (L1) також істотно відрізнялися за навантаженням залежно від конфігурації фіксації. У базовій моделі (короткі гвинти без проміжних) навантаження досягало максимального значення 50,1 МПа. Використання

довгих гвинтів без проміжних знижувало напруження до 45,3 МПа (на 10%). Додавання проміжних гвинтів сприяло більшому зменшенню напруження в гвинтах у тіло хребця L1: до 48,6 МПа (короткі гвинти з проміжними) та мінімального значення 39,9 МПа (довгі гвинти з проміжними), було менше на 20% порівняно з базовою конфігурацією. Таким чином, як і у випадку з гвинтами в тіло хребця Th11, найменші навантаження зареєстровано при поєднанні довгих гвинтів із проміжною фіксацією.

Базові показники еквівалентного напруження в основних елементах конструкції та зонах контакту «метал–кісткова тканина» наведено в **Табл. 3**.

Напруження в з'єднувальних балках (точка 18)

З'єднувальні балки (поздовжні стрижні фіксатора) зазнають найбільших напружень серед елементів системи, оскільки фактично беруть на себе значну частину навантаження, обминаючи ушкоджений сегмент. Від ефективності розвантаження стрижнів залежить довговічність усієї конструкції, адже перевищення меж витривалості може призвести до втомного перелому металу.

Без проміжної фіксації (лише 4 гвинти): максимальне значення σ у стрижнях під час латерофлексії становило 324,9 МПа для моделі з короткими гвинтами (М1). Це найвище зафіксоване напруження в усіх аналізованих моделях. Концентрується зазвичай у ділянці між гвинтами, де вигин максимальний. Застосування довгих гвинтів (М2) дещо зменшувало пік напруження до 315,5 МПа (зниження близько 2,9% порівняно з М1). Отже, без проміжного пункту опори довжина гвинтів має лише незначний вплив на напруження в стрижнях.

Проміжні гвинти в тіло хребця Th12 певною мірою, але не суттєво змінювали картину. При додаванні проміжної опори в моделі з короткими гвинтами (М3) максимальне напруження в стрижнях фактично не змінювалося та становило 324,8 МПа, що практично ідентично базовій моделі М1 (різниця <0,1%). Застосування довгих гвинтів разом із проміжними (М4) забезпечувало зниження до 321,0 МПа, що на 1,2% менше, ніж у базовій конфігурації (М1). Різниця між моделями з проміжною фіксацією (М3 і М4) незначна (близько 1,2%), тому можна стверджувати, що в цій конфігурації основний внесок у розвантаження стрижнів робить саме довжина основних гвинтів.

Таблиця 3. Еквівалентне напруження (МПа) в основних елементах конструкції та зонах контакту «метал–кісткова тканина» (зони входу гвинтів, гвинти, стрижні) для чотирьох моделей

Елемент конструкції	Короткі гвинти без проміжних	Довгі гвинти без проміжних	Короткі гвинти з проміжними	Довгі гвинти з проміжними
Вхід гвинта в Th11 (дуга)	7,5	7,3	5,8	6,1
Вхід гвинта в Th12 (дуга)	–	–	3,7	3,5
Вхід гвинта в L1 (дуга)	14,9	13,2	13,4	10,7
Гвинти в Th 11	47,5	46,9	39,2	29,3
Гвинти в Th12	–	–	12,6	10,3
Гвинти в L1	50,1	45,3	48,6	39,9
З'єднувальні стрижні	324,9	315,5	324,8	321,0

Щодо довговічності конструкції найнадійнішою з аналізованих конфігурацій є модель із довгими гвинтами незалежно від наявності проміжних гвинтів, оскільки максимальні напруження стрижнів у цих варіантах найнижчі (315,5–321,0 МПа). При типових значеннях межі текучості титанових імплантатів зі сплаву Ti-6Al-4V (760–800 МПа), наведені напруження (315,5–324,9 МПа) становлять лише близько 40% від цієї межі [27]. Це узгоджується з вимогами міжнародних стандартів (ASTM F136, ISO 5832-3) і літературними даними щодо механічних властивостей цього матеріалу, підтверджуючи суттєвий запас міцності. Навіть відносно невелика різниця в абсолютних значеннях напружень може позитивно впливати на довгострокову міцність і втомну стійкість конструкції, сприяючи їй більшій надійності в умовах тривалої експлуатації.

Альтернативним матеріалом для виготовлення стрижнів є кобальт-хромовий сплав (CoCr), який має вищу жорсткість порівняно з титаном. Його використання може бути доцільним у випадках, коли необхідна максимальна стабільність конструкції, зокрема при значному руйнуванні передньої опорної колони. Однак підвищена ригідність CoCr-стрижнів потенційно асоціюється з вищими контактними напруженнями в зонах фіксації та ризиком концентрації навантаження в кістковій тканині, що може мати клінічні наслідки.

У контексті даної моделі було обрано саме Ti-6Al-4V як більш «м'який» і фізіологічно сумісний матеріал для симуляції стандартного варіанта хірургічної стабілізації переломів в зоні ГПП.

Отже, в аналізованих моделях проміжні гвинти не сприяли суттєвому розвантаженню стрижнів (зниження <1%) на відміну від їх значного позитивного впливу на інші контрольні точки (тіло травмованого хребця Th12, замикальні пластинки та входи гвинтів у дугу хребців Th11 та L1). Це свідчить про те, що головний ефект проміжних гвинтів полягає в стабілізації травмованого сегмента й локальному перерозподілі навантаження, а на глобальне навантаження стрижнів більшою мірою впливає довжина основних гвинтів. Таким чином, комбіноване застосування довгих і проміжних гвинтів забезпечує найкращий баланс розподілу напружень на всі контрольні точки конструкції.

Обговорення

Ефективність проміжних гвинтів у зруйнованому хребці

Додавання проміжних гвинтів у тіло зламаного хребця суттєво підвищує жорсткість і стабільність короткосегментної фіксації. Біомеханічні дослідження показують, що шестигвинтові конструкції (1 рівень вище та 1 рівень нижче за перелом + гвинти в зруйнованому хребці) значно обмежують рухомість ушкодженого сегмента порівняно зі стандартною чотиригвинтовою схемою [28]. Зокрема в моделюваннях показано зниження кута згинання та бічного нахилу при додаванні «index-level» гвинтів до короткої конструкції (~25% виграв у жорсткості) [29]. Натомість різниця для довгого (дворівневого (вище/нижче за перелом)) остеосинтезу була мінімальною, тобто додаткові гвинти найефективніші саме в коротких системах. Таким чином, залучення рівня перелому у фіксацію помітно підсилює

конструкцію та зменшує ризик втрати корекції кута навіть при навантаженнях на вигин.

Поліпшення фіксації за допомогою проміжних гвинтів підтверджено також клінічно. У проспективному дослідженні за участю 80 пацієнтів встановлено, що застосування короткої фіксації із залученням зламаного хребця дає змогу краще коригувати й утримувати кіфотичну деформацію, тоді як пропуск («міст») через перелом призводить до прогресування кіфозу (різниця в середньому 29% порівняно із залученням ураженого рівня) [14]. Частота поломки імплантатів при цьому була вищою в групі без гвинтів у тілі зламаного хребця. Метааналіз останніх років також підтвердив, що додавання гвинтів у зруйнований хребець підвищує біомеханічну стабільність, забезпечує краще відновлення висоти, зменшує втрату корекції та частоту фрагментації імплантатів [30]. Відповідно, багато авторів рекомендують у випадках нестабільних клиноподібних або вибухових переломів доповнювати коротку транспедикулярну фіксацію гвинтами в зламаному хребці. Такий підхід знижує ймовірність повторного просідання травмованого хребця та поломки металоконструкції [28]. Хоча проміжні гвинти значно зміцнюють коротку систему, у випадку дуже нестабільних ушкоджень (переломи-вивихів типу C за АО) навіть поліпшена коротка фіксація може поступатися за жорсткістю довгим конструкціям [13]. Отже, при багатоклонних переломах з виразною нестабільністю доцільно застосовувати довші фіксації, тоді як для більшості вибухових переломів у зоні ГПП ефективною є короткосегментна система, підсилена гвинтами в пошкодженому хребці.

Вплив довжини гвинтів

Довжина гвинтів, зокрема використання бікортикальних (довгих) гвинтів із перфорацією передньої кортикальної пластинки, впливає на міцність фіксації та характер розподілу навантажень. Бікортикальне закріплення традиційно вважається міцнішим за рахунок залучення протилежної стінки хребця. Експериментально показано, що екстракційне зусилля, необхідне для вилучення гвинта, може бути на ~40% більшим при бікортикальній фіксації порівняно з укороченим гвинтом [31]. Це особливо актуально при остеопорозі, коли довші гвинти значно поліпшують утримання імплантату в кістці [32]. «Жорсткіший» анкер у вигляді довгого гвинта змінює розподіл напружень у системі. Зокрема моделювання латерофлексії показало, що короткі (монокортикальні) гвинти створюють менші пікові напруження в конструкції порівняно з довгими бікортикальними – у всіх контрольних точках моделі навантаження при використанні довгих гвинтів було дещо вищим. Отже, довший гвинт, міцніше «зв'язуючи» стрижень із хребцем, бере на себе більше моменту, що може спричинити більше локальне напруження в ділянці його входження. Натомість короткі гвинти дещо «поступаються», розподіляючи частину навантаження через стрижні. Важливо, що різниця напружень не є критичною, але вона існує та може набувати значення за граничних навантажень.

Застосування бікортикальних гвинтів асоціюється з підвищеним ризиком пошкодження прилеглих структур (судин, органів) у разі пробиття передньої

кортикальної стінки, тому при виборі довжини гвинтів слід урахувати анатомічні особливості пацієнта та необхідний баланс між стабільністю і безпечністю [33].

Зміни напружень у стрижнях, гвинтах та суміжних хребцях

Аналіз напружено-деформованого стану конструкції при латерофлексії виявив характерний розподіл навантажень між її елементами. Максимальні напруження зазвичай виникали в крайніх (особливо каудальних) гвинтах, оскільки вони несуть найбільшу частку навантаження на згин. Наприклад, у моделі короткого остеосинтезу перелому хребця L1 найбільший еквівалент напруження концентрувався саме в нижніх гвинтах конструкції [34]. Аналогічні результати отримано і в нашому дослідженні. Додавання проміжних гвинтів змінювало картину: навантаження частково перерозподілялося з крайніх гвинтів на рівень перелому та стрижні. За даними моделювання, установлення гвинтів у зламаний хребець знижує напруження в інших гвинтах конструкції. Так, у шестигвинтовій моделі зареєстрували менші еквівалентні напруження в транспедикулярних гвинтах порівняно із чотиригвинтовою системою [28]. Водночас навантаження в стрижні дещо зросло, адже жорсткіше «зв'язування» сегмента змушує штангу приймати більше згинального моменту. У дослідженні Hongwei Wang та співавт. установленно, що напруження в з'єднувальних стрижнях за наявності проміжних гвинтів досягало рівня, подібного до такого при довгосегментній фіксації, тоді як без проміжних гвинтів навантаження на стрижень було дещо меншим [35]. Зниження напружень у гвинтах при застосуванні проміжних гвинтів є позитивним чинником, оскільки саме перенапруження цих елементів та їхнього оточення в кістці найчастіше призводить до втомного руйнування або розхитування імплантатів.

Важливим аспектом є розподіл навантаження в тілі пошкодженого та суміжних хребців залежно від конфігурації фіксації. Якщо уражений хребець не залучений у конструкцію (гвинти проведені лише в сусідніх хребцях), то, попри мінімальну участь у передачі навантаження, певна частина згинального моменту реєструється в його тілі. У випадку використання проміжних гвинтів навантаження на пошкоджений хребець додатково зменшується, що спричинює формування помірних напружень [34]. Це не лише зменшує навантаження на пошкоджений сегмент, а отже, ймовірність вторинної деформації, а й стимулює його ремоделювання згідно із законом Вольфа, що сприяє кращому зрощенню та загоєнню [36].

Щодо суміжних незадіяних сегментів дослідження виявили, що занадто жорсткі конструкції можуть збільшувати навантаження на суміжні міжхребцеві диски. Зокрема максимальний внутрішньодисковий тиск у верхньому суміжному сегменті зазвичай є вищим, ніж у нижньому [37], що може вказувати на потенційний ризик перевантаження верхнього сусіднього диска. Отже, коротша фіксація з використанням проміжних гвинтів, яка зберігає рухомість більшої кількості сегментів, потенційно менше впливає на сусідні рівні порівняно з надто довгими й ригідними конструкціями. При виборі

оптимальної конфігурації фіксації слід урахувати цей баланс: забезпечення достатньої жорсткості для ефективної стабілізації перелому та уникання надмірного «екранування» навантаження, що може негативно вплинути на імплантати й сусідні анатомічні структури.

Ризики перевантаження елементів конструкції при латерофлексії

Бічне згинання хребта створює асиметричне навантаження на імплантовану систему: один стрижень відчуває компресію, протилежний – розтягування, а транспедикулярні гвинти з боку нахилу зазнають істотних згинально-крутних моментів. Такий режим є критичним для конструкції, оскільки концентрує напруження на окремих елементах. Якщо міцність або конфігурація фіксації недостатні, то латерофлексія може призвести до локального перевантаження – втомного тріщиноутворення в стрижні або поступового розхитування гвинтів у кістці. Історично короткі чотиригвинтові системи часто асоціювалися з відмовами імплантатів (злам стрижня, вигин або «виривання» гвинтів) при навантаженнях, зокрема в бічній проєкції. Додавання проміжних гвинтів значно знижує ризик таких ускладнень, оскільки перерозподіляє зусилля: як зазначено вище, напруження в найбільш навантажених гвинтах зменшується, а загальна жорсткість конструкції зростає, що стримує надмірні зміщення та циклічне навантаження [28]. За даними клінічних серій, застосування шестигвинтової конструкції суттєво знижує частоту поломки металоконструкції, хоча повністю не виключає її. Наприклад, Liao та співавт. повідомили про близько 11% випадків відмови імплантатів навіть при використанні гвинтів у переломі (у 3 із 27 пацієнтів) [38, 39]. В іншому багаторічному спостереженні короткої фіксації з проміжними гвинтами частота зламів/розхитування імплантатів становила 16,7% [30]. Це свідчить про те, що перевантаження можливе навіть в укріплених конструкціях, особливо якщо пацієнт рано повертається до значної фізичної активності або є остеопоротичні зміни.

Значне навантаження при латерофлексії припадає на стрижень, протилежний напрямку нахилу, що працює на розтягування. У цьому контексті важливою є роль поперечних зв'язок (конекторів) між стрижнями. Додавання хоча б однієї поперечної перемички підвищує просторову жорсткість системи та синхронізує роботу лівого й правого стрижнів, запобігаючи їхньому надмірному розбіжному вигину. За даними моделювання, наявність поперечної перемички зменшує рівень напружень у гвинтах і стрижнях при бічному навантаженні. Зокрема комбінація коротких гвинтів із поперечним зв'язком продемонструвала найменші критичні напруження серед випробуваних конфігурацій, що робить її біомеханічно оптимальною при латерофлексії [17]. Таким чином, для зменшення ризику перевантаження конструкції доцільно застосовувати проміжні гвинти та, за можливості, оснащувати систему поперечними конекторами – ці заходи поліпшують розподіл навантаження та підвищують резерв міцності імплантатів під час бічних навантажень. Такий підхід характеризується певним конфліктом між біомеханічною та клінічною доцільністю, оскільки

в більшості випадків розглянутий тип хірургічного втручання виконують лише малоінвазивним способом. Установлення поперечних конекторів потребує відкритого етапу втручання, що потенційно може нівелювати переваги малоінвазивного підходу. При виборі оптимальної тактики слід урахувати баланс між необхідною стабільністю конструкції та малоінвазивністю втручання з урахуванням клінічних умов і потреб пацієнта.

Порівняння коротких і довгих систем: практичні висновки

Біомеханічні та клінічні дані свідчать, що правильно сконфігурована короткосегментна транспедикулярна фіксація може забезпечити ефективну стабілізацію вибухового перелому в зоні ГПП, зберігаючи більше рухових сегментів. Коротка конструкція (4 гвинти) із додаванням гвинтів у пошкоджений хребець за жорсткістю наближається до довгосегментної системи й значно перевершує стандартну коротку конструкцію без проміжних опор [29]. Така конфігурація демонструє сприятливий розподіл напружень – мінімальні критичні напруження у гвинтах серед варіантів фіксації, прийнятне навантаження в стрижнях та залучення тіла зламаного хребця до несення навантаження, що потенційно поліпшує остеогенез [34]. Клінічно це полягає в кращому збереженні висоти хребця та меншому прогресуванні деформації без збільшення частоти ускладнень [14]. Отже, укріплена коротка фіксація дає змогу обмежитися мінімальною необхідною кількістю рівнів, що особливо важливо в молодих пацієнтів для збереження рухливості хребта, та уникнути зайвої інвалідизації суміжних сегментів.

Довгосегментні системи (розширені щонайменше на два рівні вище і нижче за травму) забезпечують максимальну стабільність за рахунок багатоопорності та широкого розподілу навантаження. Вони залишаються методом вибору при крайній нестабільності переломів, значному остеопоротичному ураженні кістки або багаторівневих ушкодженнях, коли коротка фіксація навіть із проміжними гвинтами може не гарантувати утримання корекції. Однак плата за цю стабільність – втрата рухомості додаткових хребтових сегментів і потенційно більше навантаження на ще незадіяні суміжні рівні.

Порівняння результатів лікування виявило, що за відсутності показань до дуже довгої стабілізації укорочені конструкції із залученням перелому не поступають довгим системам за клінічним результатом, але дають змогу зменшити обсяг хірургічного втручання та зберегти більше анатомічної функції хребта.

Таким чином, згідно із сучасними уявленнями про лікування вибухових переломів у зоні ГПП перевагу слід віддавати максимально економним, але достатньо стабільним методам фіксації. Короткосегментна транспедикулярна система з проміжними гвинтами являє собою збалансований підхід, що забезпечує належну стабільність при латерофлексії та інших навантаженнях, одночасно мінімізуючи ризики перевантаження імплантатів і дегенерації сусідніх сегментів. Цей підхід підтверджується як даними біомеханічних досліджень (зокрема числовим моделюванням та кадаверними випробуваннями), так і клінічними спостереженнями із достатнім періодом післяопераційного нагляду.

Для більшості травм типу А (вибухових) у зоні Th10–L2 доцільно застосовувати коротку транспедикулярну фіксацію із залученням переломного хребця, яка забезпечує необхідну стабільність із меншим обсягом фіксованого відділу. Лише в разі надзвичайно нестабільних ушкоджень чи неспроможності кісткових структур перевагу слід віддавати довшим системам, здатним забезпечити конструкцію від перевантаження за будь-яких умов.

Висновки

За результатами аналізу напружень у 18 контрольних точках для чотирьох моделей можна зробити такі висновки:

1. Проміжна фіксація зруйнованого хребця (Th12) має вирішальне значення для перерозподілу навантаження при латерофлексії. Додавання двох проміжних гвинтів у тіло хребця Th12 сприяє значному зниженню напружень у критичних елементах конструкції та хребта.

2. Довгі транспедикулярні гвинти (установлені глибше в тіла суміжних хребців) загалом поліпшують біомеханіку конструкції, хоча їхній вплив менш помітний, ніж вплив проміжних гвинтів.

3. Комбіноване застосування довгих гвинтів і проміжної фіксації (M4) забезпечує найоптимальніший розподіл напружень. У цій моделі зареєстровано найменші значення напружень майже в усіх контрольних точках. Таким чином, M4 можна вважати найбільш збалансованим варіантом короткого сегментарного остеосинтезу для травми в ділянці хребця Th12, який поєднує переваги обох підходів: проміжна опора на рівні перелому істотно розвантажує конструкцію, а довгі гвинти дають змогу безпечно реалізувати цю опору, рівномірно розподіляючи напруження.

4. Практичні наслідки. Результати аналізу свідчать, що при лікуванні вибухових переломів ділянки ГПП слід віддавати перевагу короткій фіксації із залученням зламаного хребця в систему (проміжні гвинти). Це дає змогу досягти міцності, наближеної до такої при традиційній довгій фіксації (2 рівні вище/нижче за перелом), але з меншим обсягом імплантатів. Довжина транспедикулярних гвинтів має бути максимально можливою в межах анатомії пацієнта, особливо при використанні проміжних гвинтів, щоб уникнути локальних перенапружень. Обидва чинники разом зменшують навантаження на імплантат і кісткові структури, що потенційно поліпшує клінічні результати: менший ризик відмови імплантатів, кращі умови для зрощення перелому та збереження рухливості сегментів хребта.

Розкриття інформації

Конфлікт інтересів

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Фінансування

Дослідження не мало спонсорської підтримки.

Список літератури

1. Wang H, Zhang Y, Xiang Q, Wang X, Li C, Xiong H, Zhou Y. Epidemiology of traumatic spinal fractures: experience from medical university-affiliated hospitals in Chongqing, China, 2001-2010. *J Neurosurg Spine*. 2012;17(5):459-468. doi: 10.3171/2012.8.SPINE111003
2. 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
3. Vaccaro AR, Lim MR, Hurlbert RJ, Lehman RA, Jr., Harrop J, Fisher DC, et al. Surgical decision making for unstable thoracolumbar spine injuries: results of a consensus panel review by the Spine Trauma Study Group. *J Spinal Disord Tech*. 2006;19(1):1-10. doi: 10.1097/01.bsd.0000180080.59559.45
4. Rosenthal BD, Boody BS, Jenkins TJ, Hsu WK, Patel AA, Savage JW. Thoracolumbar Burst Fractures. *Clin Spine Surg*. 2018;31(4):143-151. doi: 10.1097/bsd.0000000000000634
5. Shin SR, Lee SS, Kim JH, Jung JH, Lee SK, Lee GJ, et al. Thoracolumbar burst fractures in patients with neurological deficit: Anterior approach versus posterior percutaneous fixation with laminotomy. *J Clin Neurosci*. 2020;75:11-18. doi: 10.1016/j.jocn.2020.03.046
6. Goulet J, Richard-Denis A, Petit Y, Diotalevi L, Mac-Thiong JM. Morphological features of thoracolumbar burst fractures associated with neurological outcome in thoracolumbar traumatic spinal cord injury. *Eur Spine J*. 2020;29(10):2505-2512. doi: 10.1007/s00586-020-06420-9
7. Jaiswal NK, Kumar V, Puvanesarajah V, Dagar A, Prakash M, Dhillion M, Dhatt SS. Necessity of Direct Decompression for Thoracolumbar Junction Burst Fractures with Neurological Compromise. *World Neurosurg*. 2020;142:e413-e419. doi: 10.1016/j.wneu.2020.07.069
8. Aebi M. Transpedicular fixation: Indication, techniques and complications. *Current Orthopaedics*. 1991;5(2):109-116. doi: 10.1016/0268-0890(91)90053-3
9. Jindal R, Jasani V, Sandal D, Garg SK. Current status of short segment fixation in thoracolumbar spine injuries. *J Clin Orthop Trauma*. 2020;11(5):770-777. doi: 10.1016/j.jcot.2020.06.008
10. Verlaan JJ, Diekerhof CH, Buskens E, van der Tweel I, Verbout AJ, Dhert WJ, Oner FC. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: a systematic review of the literature on techniques, complications, and outcome. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004;29(7):803-814. doi: 10.1097/01.brs.0000116990.31984.a9
11. Ugras AA, Akyildiz MF, Yilmaz M, Sungur I, Cetinus E. Is it possible to save one lumbar segment in the treatment of thoracolumbar fractures? *Acta orthopaedica Belgica*. 2012;78(1):87-93.
12. Alimohammadi E, Bagheri SR, Joseph B, Sharifi H, Shokri B, Khodadadi L. Analysis of factors associated with the failure of treatment in thoracolumbar burst fractures treated with short-segment posterior spinal fixation. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2023;18(1):690. doi: 10.1186/s13018-023-04190-w
13. Aly TA. Short Segment versus Long Segment Pedicle Screws Fixation in Management of Thoracolumbar Burst Fractures: Meta-Analysis. *Asian Spine J*. 2017;11(1):150-160. doi: 10.4184/asj.2017.11.1.150
14. Farrokhi MR, Razmkon A, Maghami Z, Nikoo Z. Inclusion of the fracture level in short segment fixation of thoracolumbar fractures. *Eur Spine J*. 2010;19(10):1651-1656. doi: 10.1007/s00586-010-1449-z
15. Dick W. The "fixateur interne" as a versatile implant for spine surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1987;12(9):882-900. doi: 10.1097/00007632-198711000-00009
16. Zhang C, Liu Y. Combined pedicle screw fixation at the fracture vertebrae versus conventional method for thoracolumbar fractures: A meta-analysis. *International journal of surgery (London, England)*. 2018;53:38-47. doi: 10.1016/j.ijsu.2018.03.002
17. Nekhlopochny OS, Cheshuk YV, Vorodi MV, Tsybaliuk YV, Karpinskyi MY, Yaresko OV. Biomechanical State of the Operated Thoracolumbar Junction in Lateroflexion. *Visnyk Ortopedii Travmatologii Protezuvannia*. 2022(2(113)):58-67. doi: 10.37647/0132-2486-2022-113-2-58-67
18. Boccaccio A, Pappalettere C. Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. In: Klika V, editor. *Theoretical Biomechanics*. Croatia: InTech; 2011. p. 21-48.
19. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 980 p.
20. 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
21. Kurowski PM. *Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007*: SDC Publications; 2007. 263 p.
22. Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering*: Elsevier Science; 2005. 663 p.
23. Wiczenbach T, Pachocki L, Daszkiewicz K, Łuczkiwicz P, Witkowski W. Development and validation of lumbar spine finite element model. *PeerJ*. 2023;11:e15805. doi: 10.7717/peerj.15805
24. Liebschner MA, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, Keaveny TM. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(6):559-565. doi: 10.1097/01.Brs.0000049923.27694.47
25. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(6):648-657. doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.120614.x
26. Popsuyshapka KO, Teslenko SO, Popov AI, Karpinsky MY, Yaresko OV. Study of the stress-strain state of the spine model for various methods of treatment for fractures of the bodies of the thoracic spine. *Trauma*. 2022;23(5):53-64. doi: 10.22141/1608-1706.5.23.2022.916.
27. Abd-Elaziem W, Darwish MA, Hamada A, Daoush WM. Titanium-Based alloys and composites for orthopedic implants Applications: A comprehensive review. *Materials & Design*. 2024;241:112850. doi: 10.1016/j.matdes.2024.112850
28. Xu C, Bai X, Ruan D, Zhang C. Comparative finite element analysis of posterior short segment fixation constructs with or without intermediate screws in the fractured vertebrae for the treatment of type a thoracolumbar fracture. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2024;27(11):1398-1409. doi: 10.1080/10255842.2023.2243360
29. Baaj AA, Reyes PM, Yaqoobi AS, Uribe JS, Vale FL, Theodore N, et al. Biomechanical advantage of the index-level pedicle screw in unstable thoracolumbar junction fractures. *J Neurosurg Spine*. 2011;14(2):192-197. doi: 10.3171/2010.10.SPINE10222
30. Nguyen NQ, Phan TH. The Radiological Complications of Short-Segment Pedicle Screw Fixation Combined with Transforaminal Interbody Fusion in the Treatment of Unstable Thoracolumbar Burst Fracture: A Retrospective Case Series Study in Vietnam. *Orthop Res Rev*. 2022;14:91-99. doi: 10.2147/orr.S356296
31. Bezer M, Ketenci IE, Saygi B, Kiyak G. Bicortical versus unicortical pedicle screws in direct vertebral rotation: an in vitro experimental study. *J Spinal Disord Tech*. 2012;25(6):E178-182. doi: 10.1097/BSD.0b013e31825dd542
32. Shibasaki Y, Tsutsui S, Yamamoto E, Murakami K, Yoshida M, Yamada H. A bicortical pedicle screw in the caudal 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
33. Xu C, Hou Q, Chu Y, Huang X, Yang W, Ma J, Wang Z. How to improve the safety of bicortical pedicle screw insertion in the thoracolumbar vertebrae: analysis base on three-dimensional CT reconstruction of patients in the prone position. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21(1):444. doi: 10.1186/s12891-020-03473-1
34. Limthongkul W, Wannaratsiri N, Sukjamsri C, Benyajati CN, Limthongkul P, Tanasansomboon T, et al. Biomechanical Comparison Between Posterior Long-Segment Fixation, Short-Segment Fixation, and Short-Segment Fixation With Intermediate Screws for the Treatment of Thoracolumbar Burst Fracture: A Finite Element Analysis. *International journal of spine surgery*. 2023;17(3):442-448. doi: 10.14444/8441
35. Wang H, Mo Z, Han J, Liu J, Li C, Zhou Y, et al. Extent and location of fixation affects the biomechanical stability of short- or long-segment pedicle screw technique with

- screwing of fractured vertebra for the treatment of thoracolumbar burst fractures: An observational study using finite element analysis. *Medicine (Baltimore)*. 2018;97(26):e11244. doi: 10.1097/md.00000000000011244
36. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-188. doi: 10.1043/0003-3219(1994)064<0175:Wlabsa>2.0.Co;2
 37. Liu H, Wang H, Liu J, Li C, Zhou Y, Xiang L. Biomechanical comparison of posterior intermediate screw fixation techniques with hybrid monoaxial and polyaxial pedicle screws in the treatment of thoracolumbar burst fracture: a finite element study. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2019;14(1):122. doi: 10.1186/s13018-019-1149-2
 38. Liao JC, Chen WJ. Short-Segment Instrumentation with Fractured Vertebrae Augmentation by Screws and Bone Substitute for Thoracolumbar Unstable Burst Fractures. *BioMed research international*. 2019;2019:4780426. doi: 10.1155/2019/4780426
 39. Liao JC, Chen WP, Wang H. Treatment of thoracolumbar burst fractures by short-segment pedicle screw fixation using a combination of two additional pedicle screws and vertebroplasty at the level of the fracture: a finite element analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2017;18(1):262. doi: 10.1186/s12891-017-1623-0