

УДК 617.547-001.5-001.45-089.881:612.76](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872025326-36>

Біомеханічний аналіз варіантів короткої транспедикулярної фіксації переломів типу А (АО) ділянки грудопоперекового переходу в режимі екстензійного навантаження

О. С. Нехлопочин¹, В. В. Вербов¹, Є. В. Чешук¹, М. Ю. Карпінський², Ярьсько О. В.²

¹ Інститут нейрохірургії ім. акад. А. П. Ромоданова НАМН України, Київ

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

Thoracolumbar junction fractures account for up to 60 % of all spinal injuries, with more than 20 % classified as burst fractures. These injuries are characterized by instability and an increased risk of kyphotic deformity. Short-segment transpedicular fixation, which has been gradually gaining favor as the treatment of choice for burst fractures in this region, undoubtedly reduces invasiveness but can lead to fixation failure if there is no intermediate support in the body of the injured vertebra. Objective. To evaluate the stress-strain state of the thoracolumbar spine with a burst fracture at Th_{XII} under extension loading, considering screw length and the presence of intermediate fixation. Methods. A finite element model of the spine (Th_{IX}–L_I) with a burst fracture at Th_{XII} was developed. Four variants of short-segment transpedicular fixation were analyzed: short or long (bicortical) screws, with or without additional screws in Th_{XII}. A 350 N load was applied to Th_{IX}, and stresses were determined at control points using the von Mises criterion. Results. The highest stresses in the connecting rods were observed with long screws without intermediate fixation (337.2 MPa). Introducing intermediate screws decreased the stress in Th_{XII} from 16.2 to 9.8 MPa. Short screws with Th_{XII} fixation distributed loads more effectively, reducing peak stresses. Long screws led to overload at the entry points (up to 12.8 MPa in L_I), while their maximum stress reached 95.1 MPa. Conclusions. Intermediate fixation of the injured vertebra reduces stress in both bone structures and the implant, thereby decreasing the risk of correction loss. The most favorable configuration is a combination of short screws with intermediate fixation. Long screws are advisable in cases of osteoporosis, although they increase local stresses — a factor that must be taken into consideration during surgical planning. Keywords. Burst fracture, thoracolumbar junction, short-segment transpedicular fixation, intermediate screws, extension loading, finite element method, spinal biomechanics.

Переломи грудопоперекового переходу становлять до 60 % усіх ушкоджень хребта, з них понад 20 % є вибуховими. Такі травми характеризуються нестабільністю та ризиком кіфотичної деформації. Коротка транспедикулярна фіксація, що поступово набуває популярності як метод вибору в разі вибухових переломів цієї ділянки, безумовно зменшує інвазивність, проте за відсутності проміжної опори в тілі ушкодженого хребця може призводити до неспроможності фіксації. Мета. Оцінити напружено-деформований стан грудопоперекового відділу хребта з вибуховим переломом Th_{XII} під час екстензійного навантаження залежно від довжини гвинтів і наявності проміжної фіксації. Методи. Створено скінченно-елементну модель хребта (Th_{IX}–L_I) із вибуховим переломом Th_{XII}. Досліджено чотири варіанти короткої транспедикулярної фіксації: короткі та довгі (бікортові) гвинти, із додатковими гвинтами в Th_{XII} чи без них. Навантаження 350 Н прикладали до Th_{IX}, а напруження визначали в контрольних точках за Мізесом. Результати. Найвищі напруження в з'єднувальних балках спостерігалися за довгих гвинтів без проміжної фіксації (337,2 МПа). Використання проміжних гвинтів знижувало напруження в Th_{XII} з 16,2 до 9,8 МПа. Короткі гвинти з фіксацією Th_{XII} більш ефективно розподіляли навантаження, зменшуючи пікові напруження. Довгі гвинти зумовлювали перевантаження в точках входу (до 12,8 МПа в L_I), а їхні максимальні напруження сягали 95,1 МПа. Висновки. Проміжна фіксація ушкодженого хребця знижує напруження в кісткових структурах і металоконструкції, зменшуючи ризик втрати корекції. Оптимальною є комбінація коротких гвинтів із проміжною фіксацією, а довгі доречні за остеопоротичних змін, бо збільшують локальні напруження, що слід враховувати під час хірургічного планування.

Ключові слова. Вибуховий перелом, грудопоперековий перехід, коротка транспедикулярна фіксація, проміжні гвинти, екстензійне навантаження, метод скінченних елементів, біомеханіка хребта

Вступ

Переломи в ділянці грудопоперекового переходу, за даними різних досліджень, становлять приблизно 40–60 % від загальної кількості травм хребта [1, 2]. Понад 20 % таких ушкоджень класифікуються як вибухові переломи, які виникають переважно внаслідок осевого навантаження та супроводжуються ураженням передньої та середньої опорних колон хребта [3]. Такі травми характеризуються вираженою нестабільністю ураженого сегмента, що може призводити до розвитку кіфотичної деформації та пролабування кісткових фрагментів у хребтовий канал, підвищуючи ризик неврологічних ускладнень [4]. У разі суттєвої втрати висоти передніх відділів хребця хірургічне втручання спрямоване не лише на стабілізацію зони ураження, а й на профілактику прогресуючого кіфозу, який, своєю чергою, може зумовлювати вторинну компресію спинного мозку [5]. Крім того, за умови правильного вибору тактики хірургічного лікування та своєчасного виконання стабілізації можливе досягнення непрямої декомпресії хребтового каналу без необхідності відкритого доступу, що сприяє зменшенню інтраопераційної травматизації, зниженню крововтрати та ризику інфекційних ускладнень, а також прискоренню реабілітації [6, 7].

Попри значний клінічний досвід, техніка й обсяг стабілізації за вибухових переломів залишаються предметом дискусій [8]. У сучасній практиці широкого застосування набула коротка транспедикулярна фіксація, яка передбачає встановлення гвинтів у суміжні з ушкодженим хребці (один вище, один нижче). Основними перевагами цього підходу є менша інвазивність і збереження більшої кількості функціонально активних хреботно-рухових сегментів [9]. Методика добре зарекомендувала себе в разі фіксації менш навантаженого грудного відділу, проте її застосування в ділянці грудопоперекового переходу пояснюється не лише медичними, а й економічними чинниками. Водночас саме в цій зоні скорочення довжини спондилодезу може бути асоційоване з високим ризиком втрати корекції в ранні строки (за даними деяких досліджень до 50 % випадків) та підвищеною ймовірністю розхитування або поломки гвинтів [10]. Довга стабілізація, що охоплює по два рівня вище та нижче перелому, забезпечує кращу первинну стабільність, проте супроводжується збільшенням обсягу хірургічного втручання і зменшенням рухливості внаслідок іммобілізації додаткових сегментів.

Одним зі способів підвищення ефективності короткої фіксації без збільшення її протяжності є введення додаткових транспедикулярних гвинтів у тіло ушкодженого хребця, що забезпечує формування шестигвинтової конструкції замість традиційної чотиригвинтової [11]. Біомеханічні дослідження свідчать, що такий підхід сприяє зростанню жорсткості системи, покращенню утримання кіфотичної корекції та рівномірнішому розподілу навантаження, що знижує пікові напруження на кожен окремий гвинт [12].

Одним із ключових аспектів оцінювання біомеханічних властивостей методів стабілізації під час прогнозування її ефективності є адекватне моделювання режимів навантаження. У більшості досліджень аналізуються флексія, екстензія, бокове згинання, ротація, а також осева компресія [13, 14]. Водночас, хоча флексія зазвичай вважається найменш сприятливим режимом для імплантатів, екстензійні навантаження також мають свої особливості [15]. Зокрема, під час розгинання, як і згинання, основне зусилля припадає на верхні гвинти, тоді як нижні зазнають менших напружень. За відсутності проміжної фіксації в зоні перелому екстензія може спричинити перенавантаження з'єднувальної балки. Додавання двох гвинтів у тіло ушкодженого хребця створює додаткову точку опори, що забезпечує рівномірніший розподіл навантаження, зменшення пікових напружень у гвинтах і балках, а також покращення довготривалої стійкості корекції [16]. Крім того, екстензія впливає на сусідні рухові сегменти. За показниками моделювання, міжхребцеві диски вище рівня спондилодезу часто зазнають підвищеного навантаження, що може спричинити прискорену дегенерацію та розвиток патологічних змін [13]. Отже, вибір оптимальної конструкції для стабілізації вибухових переломів грудопоперекового переходу потребує балансу між достатньою жорсткістю для збереження корекції та мінімізацією перевантаження як на імплантати, так і на суміжні сегменти хребта, особливо під час екстензійних рухів.

На сьогодні кількість публікацій щодо цієї проблеми залишається обмеженою, що визначає актуальність подальших біомеханічних і клінічних досліджень для розробки індивідуалізованих підходів до вибору тактики хірургічного лікування пацієнтів із вибуховими переломами грудопоперекової зони.

Мета: дослідити напружено-деформований стан математичної моделі грудопоперекового відділу хребта людини з вибуховим переломом Th_{xII}

за умов коротких варіантів транспедикулярної фіксації різної конфігурації в разі розгинання тулуба.

Матеріал і методи

Матеріали статті розглянуто комісією з питань етики ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А. П. Ромоданова НАМН України» (протокол № 3 від 04.05.2018 р.). У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» створено скінченно-елементну модель грудопоперекового відділу хребта з імітацією вибухового перелому тіла хребця Th_{XII}. Детальний опис і характеристики побудованої моделі наведено в попередніх публікаціях [17, 18].

Для моделювання вибухового перелому (тип A4 за AOSpine thoracolumbar spine injury classification system) тіло хребця Th_{XII} було поділено кількома площинами на окремі фрагменти, а проміжки між ними заповнені матеріалом, який за своїми біомеханічними характеристиками відповідає міжуламковому регенерату [19]. Розглядалися чотири варіанти транспедикулярної фіксації двох суміжних хребців (вище- і нижчерозташованих) за допомогою коротких і довгих гвинтів, які проходили крізь передню поверхню тіла хребця; також оцінювався варіант із двома додатковими короткими гвинтами в тіло Th_{XII} та без них.

Під час побудови моделі матеріали приймалися однорідними й ізотропними. Порів'язкопружні властивості тканин хребта не враховувалися, оскільки всі навантаження розглядалися в умовах квазістатичного навантаження. Зважаючи на значну індивідуальну варіабельність механічних і анатомічних параметрів хребта, адаптація характеристик моделі під конкретного пацієнта вважалася недоцільною. Основним завданням цього дослідження було виявити розподіл напружень за різних схем навантаження з можливістю подальшої екстраполяції результатів на загальну популяцію. Саме тому обраний підхід до спрощення моделі є обґрунтованим.

Як базовий тип кінцевого елемента (КЕ) обрано десятивузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією, що забезпечує високу точність результатів моделювання. Вибір типу КЕ базується на результатах низки досліджень, які показали перевагу десятивузлових квадратичних тетраедрів над чотиривузловими лінійними елементами як за точністю обчислень, так і за витратами часу на розрахунки [20]. Крім того, доведено, що кількість КЕ понад 1 700 на одне тіло хребця гарантує похибку менше 0,5 % [21]. Наша модель складалася з 35 161 десятивузлових тетраедричних ізопараметричних КЕ та 92 958 вузлів, що перевищує 3 000 елементів на одне тіло хребця.

Генерацію сітки КЕ проводили з використанням сучасних програмних комплексів, які автоматично визначають розмір, тип і кількість елементів завдяки адаптивним алгоритмам, що враховують кривизну поверхонь, оптимальну геометрію моделі та запобігають утворенню елементів незадовільної форми.

Механічні характеристики біологічних тканин (кіркової й губчастої кісток, міжхребцевих дисків і суглобового хряща) визначали на підставі літературних джерел [22–24]. Металоконструкції моделювалися з титанового сплаву BT-16, а характеристики штучних матеріалів обрані за технічними довідниками [25]. Використані для моделювання механічні властивості (модуль Юнга (E) і коефіцієнт Пуассона (ν)) подано в таблиці 1.

Наведені моделі досліджувалися під дією навантаження, що імітує розгинання тулуба назад (від переду до зад), яке прикладали до тіла хребця T_{IX} та суглобових поверхонь його відростків. Величину навантаження обрали на рівні 350 Н, що відповідало масі верхньої половини тулуба [26]. Каудальна площа диска L_V була жорстко зафіксована, як проілюстровано на рис. 1.

Для зручності аналізу впливу різних варіантів транспедикулярної фіксації на напружено-деформований стан, у кожній моделі визначали значення напружень у фіксованих контрольних точках (рис. 1).

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, використаних під час моделювання

Матеріал	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Кіркова кістка	10000,0	0,30
Губчаста кістка	450,0	0,20
Суглобовий хрящ	10,5	0,49
Міжхребцевий диск	4,2	0,45
Міжуламковий регенерат	1,0	0,45
Титан BT-16	110000,0	0,30

Зокрема, серед них виділяли тіла хребців ($Th_{IX}-L_V$), замикальні пластинки (нижня Th_{XI} і верхня L_I), місця входу і проходження гвинтів (Th_{XI} , Th_{XII} , L_I) та опорні балки.

Аналіз проводили методом скінченних елементів, застосовуючи напруження за Мізесом як критерій для оцінювання напруженого стану [27]. Моделювання виконували в системі автоматизованого проектування SolidWorks, а розрахунки напружено-деформованого стану здійснювали в середовищі CosmosM [28].

Результати

Моделювання чотирьох варіантів транспедиккулярної фіксації за вибухового перелому Th_{XII} показало суттєві відмінності в розподілі напружень і поведінці конструкції.

Короткі гвинти без проміжної фіксації — модель 1 (рис. 2)

Цей варіант має стандартну короткосегментну стабілізацію, коли гвинти встановлено у хребці, суміжні з переломом, але без фіксації самого зламаного хребця Th_{XII} . У цій конфігурації навантаження передається через балки, які з'єднують прилеглі хребці (Th_{XI} та L_I), утворюючи досить довгий «прольот» над переломом. Унаслідок цього максимальні напруження в металевій конструкції виникають саме в опорних балках, досягаючи 361,3 МПа.

Щодо кісткових структур, найбільші напруження зафіксовані в тілі L_{IV} (20,6 МПа), L_{III} (17,5 МПа) і L_I (17,4 МПа). У зламаному хребці Th_{XII} вони дещо нижчі (16,2 МПа), що може бути наслідком недостатнього утримання уламків. Найменші напруження серед аналізованих тіл хребців спостерігалися в грудному відділі, зокрема, у Th_{XI} — 10,4 МПа.

Щодо гвинтів, максимальні напруження зареєстровані у гвинтах Th_{XI} та становили 79,5 МПа та дещо менше в L_I — 75,9 МПа. Найбільші — в зонах входження гвинтів спостерігаються в дугах Th_{XI} — 15,4 МПа, у L_I цей показник — 12,4 МПа.

Довгі гвинти без проміжної фіксації — модель 2 (рис. 3)

Використання довгих гвинтів у прилеглих хребцях (без фіксації перелому) створює жорсткіше анкерування в кістці, яке призводить до перерозподілу напружень. Максимальні показники в металоконструкції зменшуються на опорних балках до 337,2 МПа, що свідчить про зниження загального навантаження на систему.

У кісткових структурах рівень напружень також зменшується: у тілі Th_{XII} — 15,7 МПа,

у L_{III} — 16,2, у L_I — 17,2. Проте в дугах L_I , де довгі гвинти глибше проникають у хребець, зростає до 12,8 МПа. Найсуттєвіше зростання напружень спостерігається в гвинтах L_I (95,1 МПа), що є найвищим показником серед усіх моделей. Це вказує на потенційний ризик перевантаження імплантата в цій зоні.

Короткі гвинти з проміжною фіксацією — модель 3 (рис. 4)

Додавання проміжних гвинтів у тіло ураженого хребця Th_{XII} значно змінює характер розподілу навантаження. Компримований хребець починає не лише бути пасивним елементом конструкції, а й активно утримувати стабільність сегмента. Характерно, що у цій конфігурації напруження в тілі Th_{XII} знижується до 9,8 МПа — майже вдвічі менше, ніж у моделях без проміжної фіксації.

У металевих конструкціях спостерігається підвищення напружень на опорних балках (442,3 МПа), що свідчить про активніше залучення переломаного хребця в передавання навантаження. Водночас напруження у самих гвинтах значно зменшуються: у гвинтах Th_{XI} — 66,0 МПа (замість 79,5 МПа у моделі без проміжних гвинтів), у гвинтах L_I — 64,4 МПа (замість 75,9 МПа). Також зафіксовано зниження напружень у дугах Th_{XI} — 8,8 МПа (замість 15,4 МПа).

Отже, включення ураженого рівня у фіксацію дозволяє зменшити пікові навантаження в ключових точках системи, що має позитивний ефект на довговічність конструкції.

Довгі гвинти з проміжною фіксацією — модель 4 (рис. 5)

Ця конфігурація є найбільш жорсткою, оскільки поєднує довгі гвинти та проміжну фіксацію. Вона демонструє найнижчий рівень напружень у кісткових структурах серед усіх варіантів. Наприклад, у тілі Th_{XII} — 9,8 МПа, у L_I — 14,1, у L_{III} — 13,9.

Водночас на відміну від моделі з монокірковими гвинтами, у металоконструкціях спостерігається зменшення максимального напруження на опорних балках (436,0 порівняно з 442,3 МПа), що свідчить про деяке зменшення напруження в конструкції.

Проте на гвинтах L_I напруження залишається досить високим (75,7 МПа), а на гвинтах у Th_{XII} — 13,5 МПа, що лише незначно вище, ніж у попередньої розглянутій моделі. Це свідчить про більш рівномірний розподіл навантаження, хоча загальна жорсткість конструкції залишається високою.

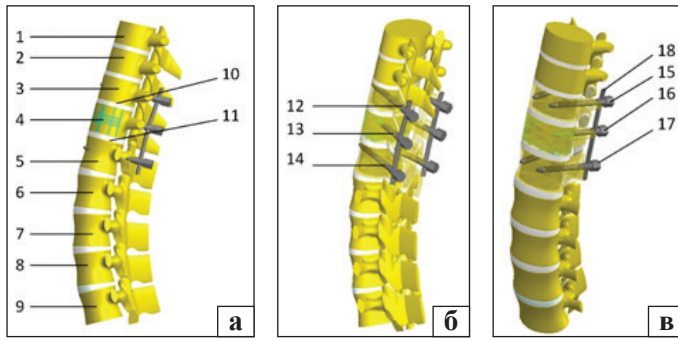


Рис. 1. Схема розташування контрольних точок: 1 — тіло хребця Th_{IX}; 2 — тіло хребця Th_X; 3 — тіло хребця Th_{XI}; 4 — тіло хребця Th_{XII}; 5 — тіло хребця L_I; 6 — тіло хребця L_{II}; 7 — тіло хребця L_{III}; 8 — тіло хребця L_{IV}; 9 — тіло хребця L_V; 10 — нижня замикальна пластинка тіла хребця Th_{XI}; 11 — верхня замикальна пластинка тіла хребця L_I; 12 — вхід гвинтів у дугу хребця Th_{XII}; 13 — вхід гвинтів у дугу хребця L_I; 14 — вхід гвинтів у дугу хребця L_{II}; 15 — гвинти в тілі хребця Th_{XI}; 16 — гвинти в тілі хребця Th_{XII}; 17 — гвинти в тілі хребця L_I; 18 — опорні балки

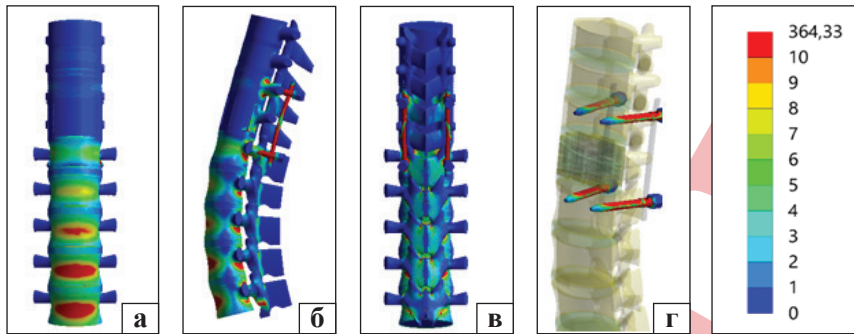


Рис. 2. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта з вибуховим переломом тіла хребця Th_{XII} під час нахилу тулуба назад. Транспедиккулярна фіксація короткими гвинтами без фіксації хребця Th_{XII} вигляд: а — спереду; б — збоку; в — ззаду; г — гвинти

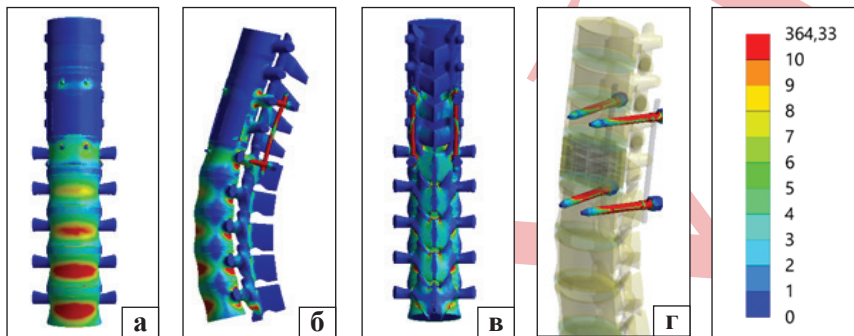


Рис. 3. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта з вибуховим переломом тіла хребця Th_{XII} під час нахилу тулуба назад. Транспедиккулярна фіксація довгими гвинтами без фіксації хребця Th_{XII} вигляд: а — спереду; б — збоку; в — ззаду; г — гвинти

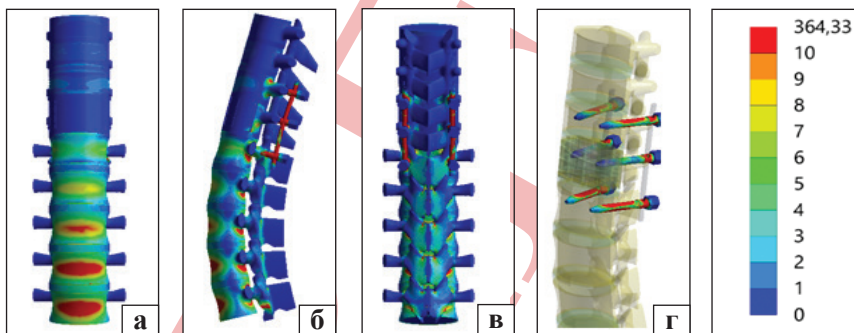


Рис. 4. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта з вибуховим переломом тіла хребця Th_{XII} при нахилі тулубу назад. Транспедиккулярна фіксація короткими гвинтами з додатковою фіксацією хребця Th_{XII} вигляд: а — спереду; б — збоку; в — ззаду; г — гвинти

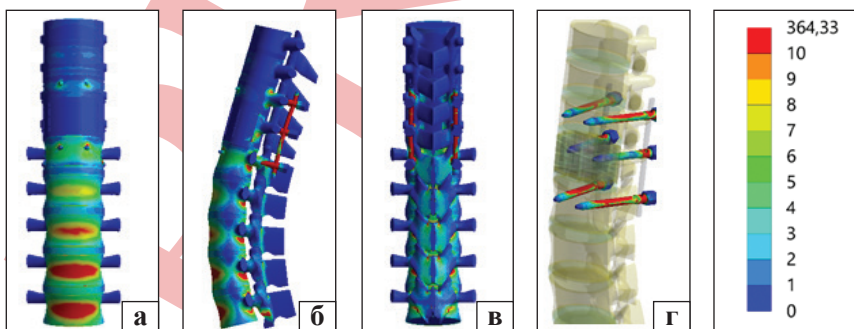


Рис. 5. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта з вибуховим переломом тіла хребця Th_{XII} під час нахилу тулуба назад. Транспедиккулярна фіксація довгими гвинтами з додатковою фіксацією хребця Th_{XII} вигляд: а — спереду; б — збоку; в — ззаду; г — гвинт

Значення напружень у всіх контрольних точках моделей для різних варіантів транспедикулярної фіксації узагальнено в таблиці 2.

Під час зіставлення результатів аналізу розглянутих моделей слід звернути увагу на низку ключових точок, які мають найбільше клінічне значення.

Детальний аналіз напружено-деформованого стану елементів біомеханічної системи, особливо в зонах з'єднання гвинтів із кістковою тканиною хребців, є ключовим для визначення ефективності різних варіантів транспедикулярної фіксації за вибухового перелому тіла хребця Th_{XII}. Проведене нами дослідження виявило, що найвищі значення напружень концентруються в місцях входу гвинтів у дуги хребців. Зокрема, у моделі без проміжних гвинтів максимальні напруження в місцях входу гвинтів у дугу хребця Th_{XI} становлять 15,4 МПа (короткі) і 14,5 (довгі). За умов додавання проміжних гвинтів ці значення суттєво зменшуються до 8,8 та 7,7 МПа відповідно. У хребці Th_{XII}, де встановлюються додаткові проміжні гвинти, напруження в місцях з'єднання становлять 2,5 МПа для обох типів гвинтів. У зоні входу гвинтів у дугу хребця L_I також зазначено зменшення напружень з 12,4–12,8 МПа (модель без

проміжних гвинтів) до 9,3–10,0 МПа (модель із проміжними гвинтами).

Детальний аналіз тіл хребців L_I–L_V виявив нерівномірний розподіл напружень із суттєвими перепадами між окремими зонами тіл хребців. Найбільші було зафіксовано в тілах хребців L_{IV} (20,6–20,7 без проміжних, 18,5–19,1 МПа з проміжними гвинтами) і L_{III} (17,5 без проміжних і 13,9–15,1 МПа з проміжними гвинтами). У тілі хребця L_{II} напруження зменшуються з 14,7–14,2 МПа в моделі без проміжних гвинтів до 12,0–12,5 МПа з проміжними. У хребці L_V напруження найменші та майже не змінюються (15,3 без проміжних, 14,8–14,9 МПа з проміжними гвинтами). Водночас слід зазначити, що оцінювання характеру розподілу напружень у найбільш навантажених тілах хребців, зокрема поперекових (L_I–L_V), потребує більш детального та поглибленого аналізу. Ураховуючи високу клінічну значущість цієї інформації, детальніший аналіз характеру напружено-деформованого стану цих структур може стати предметом окремого, більш спеціалізованого дослідження, що дозволить глибше зрозуміти механізми розвитку потенційних ускладнень та оптимізувати тактику лікування.

Таблиця 2

Напруження під час нахилу тулуба назад у моделях груднопоперекового відділу хребта з вибуховим переломом тіла хребця Th_{XII} за різних варіантів транспедикулярної фіксації

Контрольна точка			Напруження, МПа			
			модель без проміжних гвинтів		модель із проміжними гвинтами	
№	зона		короткий	довгий	короткий	довгий
1	Кісткова тканина	Тіло хребця Th _{IX}	1,6	1,5	1,5	1,4
2		Тіло хребця Th _X	1,5	1,4	1,4	1,3
3		Тіло хребця Th _{XI}	10,4	9,8	8,3	8,2
4		Тіло хребця Th _{XII}	16,2	15,7	9,8	9,8
5		Тіло хребця L _I	17,4	17,2	15,9	14,1
6		Тіло хребця L _{II}	14,7	14,2	12,5	12,0
7		Тіло хребця L _{III}	17,5	16,2	15,1	13,9
8		Тіло хребця L _{IV}	20,6	20,7	19,1	18,5
9		Тіло хребця L _V	15,3	15,3	14,9	14,8
10		Нижня замикальна пластинка хребця Th _{XI}	3,0	3,1	2,4	2,4
11	Металева конструкція	Верхня замикальна пластинка хребця L _I	8,0	7,7	8,3	8,1
12		Вхід гвинтів у дугу хребця Th _{XI}	15,4	14,5	8,8	7,7
13		Вхід гвинтів у дугу хребця Th _{XII}	—	—	2,5	2,5
14		Вхід гвинтів у дугу хребця L _I	12,4	12,8	10,0	9,3
15		Гвинт у тілі хребця Th _{XI}	79,5	79,7	66,0	54,0
16		Гвинт у тілі хребця Th _{XII}	—	—	13,2	13,5
17		Гвинт у тілі хребця L _I	75,9	95,1	64,4	75,7
18		Опорна балка	361,3	337,2	442,3	436,0

Загальний аналіз отриманих даних демонструє, що найвищі пікові напруження в балках спостерігалися в конфігурації довгих гвинтів без проміжної фіксації (337,2 МПа), що потенційно робить цю модель найбільш навантаженою для металевих елементів. Додавання проміжної фіксації суттєво знижувало напруження в балках, особливо ефективним це було для конструкції з короткими гвинтами, де напруження становили 442,3 МПа, проте стабільність конструкції значно покращувалася завдяки розподілу навантаження додатковими точками кріплення (модель 3). Таким чином, можна стверджувати, що з позиції мінімізації напружень у системі найбільш сприятливою є конфігурація з короткими гвинтами та проміжною фіксацією, тоді як найбільш напруженою є модель з довгими гвинтами без проміжної фіксації.

Обговорення

Вплив довжини гвинтів на рівень напружень

Довжина педикульних гвинтів істотно впливає на характер розподілу напружень у конструкції та кістці. Моделі з довгими (бікірковими) гвинтами продемонстрували вищу жорсткість кріплення, що проявилось у зростанні напружень у критичних ділянках конструкції. Зокрема, перехід від коротких до довгих гвинтів (моделі 1 → 2 та 3 → 4) супроводжувався збільшенням максимального напруження в балках. Це пояснюється тим, що довгі гвинти міцніше фіксуються в тілі хребця і менше деформуються в точці контакту з кісткою, через що більше зовнішнє навантаження передається безпосередньо на металеві з'єднувальні елементи системи. Наприклад, у моделюванні без проміжної фіксації додаткове закріплення гвинтів у протилежній кірковій стінці призвело до підвищення напруження в балках приблизно на 30–40 % порівняно з короткими гвинтами за того самого прикладеного навантаження. Аналогічно, у присутності проміжної фіксації довгі гвинти також дали більші напруження в балках, хоча відносний приріст був дещо меншим (оскільки наявність проміжної опори частково розвантажує з'єднувальні елементи).

Критичні зони в кістці — переважно навколо точок введення гвинтів (корні дуг і прилегла частина тіла хребця) — теж зазнають впливу довжини гвинтів. Моделі з довгими гвинтами показали підвищені локальні напруження в педикульній зоні порівняно з короткими. Це особливо помітно на нижньому опорному хребці конструкції (у нашому випадку — L_1), де навантаження

максимальне. У відсотковому відношенні, бікіркова фіксація збільшувала напруження в кістці біля основи гвинта приблизно на 15–20 %. Фізично це означає, що жорсткіше закріплений довгий гвинт сильніше фіксує кісткову тканину під час навантаження, концентруючи напруження на вході гвинта. Натомість короткі (монокіркові) гвинти дещо більш пружні в точці фіксації: вони не доходять до протилежної стінки хребця, тому навантаження частково гаситься за рахунок невеликої пружної деформації кістки навколо кінчика гвинта. Як результат, максимальні напруження в конструкції з короткими гвинтами трохи менші, а розподіл сил м'якший — напруження більш розсіяні по довжині гвинта і менш концентровані біля педикулу.

Варто зазначити, що різниця в довжині гвинтів впливає на розподіл навантажень не лише в одному напрямку. Довгі гвинти, забезпечуючи краще зчеплення, покращують стійкість гвинта до екстракції і можуть зменшити ризик його мікро рухів у кістці під навантаженням. У моделюванні це відображається у трохи нижчих напруженнях у дистальній (передній) частині тіла хребця, де закріплюється кінчик довгого гвинта — навантаження там сприймається додатковою опорною точкою. Таким чином, довгий гвинт розподіляє зусилля по більшому обсягу кістки. Проте основний «удар» навантаження приймає зона входу гвинта в педикул, де матеріал кістки відчуває більше напруження. Тому з погляду імовірності локального перевантаження кістки (що може призвести до її резорбції чи мікропереломів навколо гвинта) короткі гвинти є більш щадними.

Отже, збільшення довжини гвинтів підвищує жорсткість всієї конструкції та зменшує мікро рухи в з'єднанні «гвинт – кістка», але супроводжується зростанням максимальних напружень як у металевих елементах, так і в кістці біля гвинтів. У контексті моделювання це означає, що довгі гвинти ефективніше фіксують, проте можуть створити критичні зони перенапруження, які слід враховувати під час вивчення довговічності імплантатів і безпеки кісткової опори.

Ефективність проміжних гвинтів

Введення гвинтів у тіло зламаного хребця Th_{XII} (проміжна фіксація) показало високу ефективність у поліпшенні розподілу навантаження та підвищенні стабільності конструкції. Порівняння пар моделей без та з проміжною фіксацією (1 → 3 і 2 → 4) демонструє спільну тенденцію: наявність додаткових опор в ураженому хребці суттєво

зменшує екстремальні напруження у конструкції та змінює шлях передавання навантажень.

По-перше, проміжні гвинти беруть на себе частину навантаження, яке інакше припадало б на балки та сусідні неушкоджені хребці. У модельному експерименті це проявилось у зниженні максимальних напружень у балках за умов додавання проміжної фіксації. Для конфігурації з короткими гвинтами додавання гвинтів у Th_{XII} зменшило пікові напруження в з'єднувальних елементах конструкції на досить значну величину (близько 5–10 % у наших розрахунках). Хоч ця цифра може видаватися помірною, якісний ефект дуже важливий: змінилася форма вигину стрижня — замість одного великого прольоту між Th_{XI} і L_1 утворилися два менших прольоти ($Th_{XI}-Th_{XII}$ і $Th_{XII}-L_1$), кожен зі своїм опорним пунктом. Це означає, що стрижень працює з меншим прогином і рівномірніше несе навантаження, зменшуючи ризик концентрації напружень у середині прольоту.

По-друге, проміжні гвинти змінюють розподіл сил у самих хребцях. Зламаний хребець, оснащений гвинтами, починає не лише бути об'єктом підтримки, але й активно сприймає навантаження. Наші результати показали, що напруження в тілі Th_{XII} за наявності гвинтів змінилися: замість концентрації навантаження на передніх і середніх колонах переломаного хребця (що спостерігається в разі його недостатньої підтримки), частина зусиль передається через педикюлярні гвинти на балки. Це привело до зменшення пікових напружень у тілі Th_{XII} у моделі з проміжною фіксацією. Іншими словами, додаткові гвинти зміцнили уламки зсередини, зменшуючи їхнє взаємне зміщення та навантаження на міжфрагментарні структури. Такий перерозподіл є позитивним з точки зору профілактики подальшої травмизації спонгіозної кістки та сприяння умовам для консолідації перелому, оскільки фрагменти утримуються більш стабільно.

Варто також відзначити, що проміжна фіксація розвантажує суміжні інтактні хребці. За відсутності гвинтів у Th_{XII} , вище- і нижчезростаювані хребці (Th_{XI} та L_1) фактично несуть на собі увесь момент сили, пов'язаний зі стабілізацією перелому, через балки. Це проявляється високими напруженнями в їхніх тілах та особливо в місцях кріплення гвинтів. Додавання опори в Th_{XII} перерозподіляє частину моменту безпосередньо на нього. У результаті у моделях із проміжною фіксацією напруження в тілі Th_{XI} і L_1 дещо менші, а максимальні напруження біля їхніх педикю-

лужей знижуються (що видно з порівняння напружень у зонах входження гвинтів: у моделі 3 вони менші, ніж у 1; у моделі 4 — менші, ніж у 2). Це означає, що додаткова фіксація захищає сусідні хребці від перевантаження, беручи частину зусиль на себе.

Отже, ефект від додаткової фіксації ураженого хребця під час моделювання екстензійного навантаження є загалом позитивним і багатограним: проміжні гвинти знижують напруження в металоконструкції, зменшують їхню концентрацію у кісткових структурах, підвищують жорсткість і стабільність ушкодженого сегмента, а також сприяють більш рівномірному розподілу навантажень по всій системі «імплантат – хребет».

Клінічні рекомендації

Результати моделювання мають чітке практичне відображення, допомагаючи обрати оптимальну тактику хірургічної фіксації вибухового перелому Th_{XII} . Перш за все, підтверджено важливість додаткової фіксації травматично ураженого хребця. Встановлення транспедикюлярних гвинтів у зламаний Th_{XII} значно підвищує початкову стабільність і розвантажує імплантати. Клінічно це означає кращу підтримку передньої колони хребта та більшу ймовірність збереження висоти хребця і корекції кіфозу після операції. Пацієнти з такою фіксацією, ймовірно, матимуть менший ризик раннього відновлення деформації або псевдоартрозу перелому, оскільки фрагменти надійно іммобілізовані. Таким чином, коротко-сегментна фіксація з включенням переломного рівня (моделі 3 і 4) видається обґрунтованим вибором у разі вибухових переломів — ця методика вже отримала підтримку в клінічній практиці, а наше моделювання підтверджує її біомеханічну доцільність.

Що стосується довжини гвинтів, то одержані дані свідчать про певний компроміс. Бікіркове проведення гвинтів (довгі гвинти) забезпечує дещо кращу фіксацію в кістці, що може бути критичним у випадках остеопорозу або поганої якості кісткової тканини, коли існує ризик викидання гвинтів. У таких ситуаціях довгі гвинти допоможуть міцніше фіксуватися в кістковій тканині й утримати конструкцію — тобто клінічно зменшують ймовірність відриву або міграції гвинтів під навантаженням. Проте, одночасно з цим, збільшена жорсткість кріплення призводить до зростання навантажень на саму конструкцію. Практичний висновок: якщо використовуються довгі гвинти, хірургу слід приділити увагу якості та міцності балок, можливо обрати з вищою

витривалістю, і врахувати потребу обмеження надмірних навантажень на хребет пацієнта в післяопераційному періоді. Короткі гвинти, зі свого боку, показують меншу концентрацію напружень і можуть бути достатніми у випадках, коли кістка міцна. Клінічно за умов достатньої мінеральної щільності кісткової тканини монокіркові гвинти цілком надійно утримують сегмент і водночас знижують ризик ушкодження протилежної кіркової пластинки та прилеглих структур (наприклад, судин, зв'язок) під час їхнього встановлення [29]. Отримані результати не виявили критичного впливу від довгих гвинтів у плані зменшення напружень чи стабільності, тому з погляду балансу стабільності/навантаження на конструкцію, короткі гвинти з проміжною фіксацією є оптимальним рішенням у більшості випадків. Довгі гвинти можна розглядати як засіб підвищення надійності фіксації у складних випадках, але слід зважувати їх необхідність проти потенційних ризиків.

Зазначимо, що в контексті порівняння отриманих нами даних із результатами інших досліджень спостерігаються певні труднощі, зумовлені низкою чинників. Зокрема, більшість наявних робіт використовують спрощені моделі ушкодження, які не враховують усіх деталей, розглянутих у нашій [16, 30–32]. Крім того, інші дослідники часто аналізують значно меншу кількість контрольних точок, що може не дозволяти повною мірою оцінити розподіл навантажень [14, 33, 34]. Водночас певний дисонанс вносить різницю у режимах навантаження моделей, що також ускладнює безпосереднє порівняння результатів. Незважаючи на ці відмінності, отримані нами дані загалом узгоджуються зі загальними тенденціями, які спостерігаються в інших дослідженнях і достовірно відображають характер навантаження в найбільш критичних структурах [16, 30, 33, 35].

Висновки

Проведене моделювання різних варіантів короткої транспедикулярної фіксації зони грудопоперекового переходу підтверджує, що за екстензійного навантаження найкращий баланс між негайною стабільністю та довготривалою безпекою конструкції досягається під час залучення ураженого хребця, використовуючи при цьому оптимальну довжину гвинтів під конкретного пацієнта. Така тактика мінімізує ризики неспроможності конструкції та забезпечує умови для успішного зрощення, одночасно зменшуючи

небажані наслідки для сусідніх сегментів хребта в майбутньому.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Найближчою перспективою є завершення аналізу всіх основних патернів навантаження, що дозволить здійснити комплексну оцінку біомеханічної поведінки різних варіантів фіксації. Особливу увагу планується приділити виявленню найбільш критичних зон перевантаження в кісткових структурах та елементах металоконструкцій. На основі отриманих даних буде визначено оптимальні конфігурації стабілізації для підвищення надійності фіксації і зниження ризику ускладнень у пацієнтів із вибуховими переломами грудопоперекового переходу. Планується провести клінічну валідацію отриманих біомеханічних результатів, а також розробку індивідуалізованих підходів до вибору конфігурації фіксації з урахуванням щільності кісткової тканини, морфології перелому та ступеня деструкції передньої колони. Розглядається також моделювання в динаміці, з імітацією процесу зрощення та тривалого навантаження.

Інформація про фінансування. Це дослідження не є комерційним і не має стороннього фінансування.

Внесок авторів. Нехлопочин О. С. — ідея та концепція дослідження, аналіз результатів, формулювання висновків; Вербов В. В. — клінічне тлумачення отриманих даних, порівняння з літературними джерелами; Чешук Є. В. — літературний пошук, технічне редагування тексту; Карпінський М. Ю. — проведення моделювання, збір початкових результатів, первинний аналіз напружено-деформованого стану; Яресько О. В. — побудова геометричної моделі, налаштування контрольних точок.

Список літератури

1. Balmaceno-Criss, M., Lou, M., Zhou, J. J., Ikwuazom, C. P., Andrews, C., Alam, J., Scheer, R. C., Kuharski, M., Daher, M., Singh, M., Shah, N. V., Monsef, J. B., Diebo, B. G., Paulino, C. B., & Daniels, A. H. (2024). What is the epidemiology of cervical and thoracic spine fractures? *Clinical orthopaedics & related research*, 482(12), 2222–2235. <https://doi.org/10.1097/corr.0000000000003189>
2. Paudel, K. P., Panta, S., Thapa, S. K., & Thapa, S. (2022). Traumatic spinal injury among patients with spinal injuries admitted to the spine unit of a tertiary care centre: A descriptive cross-sectional study. *Journal of Nepal medical association*, 60(248), 335–339. <https://doi.org/10.31729/jnma.6850>
3. Rosenthal, B. D., Boody, B. S., Jenkins, T. J., Hsu, W. K., Patel, A. A., & Savage, J. W. (2018). Thoracolumbar burst fractures. *Clinical spine surgery: a spine publication*, 31(4), 143–151. <https://doi.org/10.1097/bsd.0000000000000634>
4. Montes-Aguilar, O. J., Alaniz-Sida, K. K., Dufao-Olvera, M., Ladewig-Bernaldez, G. I., Oropeza-Oropeza, E., Gómez-Flores, G., Pérez-Rios, J. J., Miguel-Zambrano, A., Ochoa-González, M. V., & Tirado-Ornelas, H. A. (2022). Spinal canal invasion as a predictor of neurological deficit in traumatic vertebral burst fractures. *Surgical neurology international*, 13, 428. https://doi.org/10.25259/sni_564_2022
5. Dandurand, C., Öner, C. F., Hazenbiller, O., Bransford, R. J., Schnake, K., Vaccaro, A. R., Benneker, L. M., Vialle, E., Schroeder, G. D., Rajasekaran, S., El-Skarkawi, M., Kanna, R. M., Aly, M., Holas, M., Canseco, J. A., Muijs, S., Popescu, E. C., Tee, J. W., Camino-Willhuber, G., ... Dvorak, M. F. (2024). Understanding decision making as it influences treatment in thoracolumbar burst fractures without neurological deficit: Conceptual framework and methodology. *Global spine journal*, 14(1_suppl), 8S–16S. <https://doi.org/10.1177/21925682231210183>

6. Yoshihara, H. (2017). Indirect decompression in spinal surgery. *Journal of clinical neuroscience*, 44, 63–68. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2017.06.061>
7. Lu, J., Chen, Y., Hu, M., & Sun, C. (2022). Systematic review and meta-analysis of the effect of using percutaneous pedicle screw internal fixation for thoracolumbar fractures. *Annals of palliative medicine*, 11(1), 250–259. <https://doi.org/10.21037/apm-21-3736>
8. Xu, J., Yin, Z., Li, Y., Xie, Y., & Hou, J. (2023). Clinic choice of long or short segment pedicle screw-rod fixation in the treatment of thoracolumbar burst fracture: From scan data to numerical study. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 39(9). <https://doi.org/10.1002/cnm.3756>
9. Moreira, C. H., Krause Neto, W., & Meves, R. (2023). Thoracolumbar burst fractures: Short fixation, without arthrodesis and without removal of the implant. *Acta ortopédica Brasileira*, 31(spe1). <https://doi.org/10.1590/1413-785220233101e253655>
10. Aly, T. A. (2017). Short segment versus long segment pedicle screws fixation in management of thoracolumbar burst fractures: Meta-analysis. *Asian spine journal*, 11(1), 150–160. <https://doi.org/10.4184/asj.2017.11.1.150>
11. Zhang, C., & Liu, Y. (2018). Combined pedicle screw fixation at the fracture vertebrae versus conventional method for thoracolumbar fractures: A meta-analysis. *International journal of surgery*, 53, 38–47. <https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2018.03.002>
12. Wong, C., Hu, H., Tsai, C., Li, J., Hsieh, C., & Huang, K. (2021). Comparison of posterior fixation strategies for thoracolumbar burst fracture: A finite element study. *Journal of biomechanical engineering*, 143(7). <https://doi.org/10.1115/1.4050537>
13. Liu, H., Wang, H., Liu, J., Li, C., Zhou, Y., & Xiang, L. (2019). 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*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1149-2>
14. McDonnell, M., Shah, K. N., Paller, D. J., Thakur, N. A., Koruprolu, S., Palumbo, M. A., & Daniels, A. H. (2016). Biomechanical analysis of pedicle screw fixation for thoracolumbar burst fractures. *Orthopedics*, 39(3). doi:10.3928/01477447-20160427-09
15. Norton, R. P., Milne, E. L., Kaimrajh, D. N., Eismont, F. J., Latta, L. L., & Williams, S. K. (2014). Biomechanical analysis of four- versus six-screw constructs for short-segment pedicle screw and rod instrumentation of unstable thoracolumbar fractures. *The spine journal*, 14(8), 1734–1739. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.01.035>
16. Elmasry, S., Asfour, S., & Travascio, F. (2017). Effectiveness of pedicle screw inclusion at the fracture level in short-segment fixation constructs for the treatment of thoracolumbar burst fractures: A computational biomechanics analysis. *Journal of biomechanical engineering*, 139(13), 1412–1420. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1366995>
17. Nekhlouchyn, O. S., Verbov, V. V., Cheshuk, I. V., Karpinsky, M. Y., Yaresko, O. V., & Korolkov, I. O. (2025). Finite element modeling and optimization of biomechanical parameters of short stabilization of burst fractures of the thoracolumbar junction under compression loading. *Trauma*, 26(1), 55–63. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.26.2025.998>
18. Nekhlouchyn, O., Verbov, V., Cheshuk, I., Vorodi, M., Karpinsky, M., & Yaresko, O. (2025). Comparative biomechanical analysis of short transpedicular fixation methods for burst fractures in the thoracolumbar junction under rotational loads. *MOJ applied bionics and biomechanics*, 9(1), 15–20. <https://doi.org/10.15406/mojabb.2025.09.00219>
19. Vaccaro, A. R., Oner, C., Kepler, C. K., Dvorak, M., Schnake, K., Bellabarba, C., Reinhold, M., Aarabi, B., Kandziora, F., Chapman, J., Shanmuganathan, R., Fehlings, M., Vialle, L., Injury, A. O. S. C., & Trauma Knowledge F. (2013). AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine*, 38(23), 2028–2037. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182a8a381>
20. Polgar, K., Viceconti, M., & Connor, J. J. (2001). A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedra when used to mesh a human femur. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part h: journal of engineering in medicine*, 215(1), 85–94. doi:10.1243/0954411011533562
21. Liebschner, M. A., Kopperdahl, D. L., Rosenberg, W. S., & Keaveny, T. M. (2003). Finite element modeling of the human thoracolumbar spine. *Spine*, 28(6), 559–565. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000049923.27694.47>
22. Boccaccio, A., & Pappalettere, C. (2011). Mechanobiology of fracture healing: Basic principles and applications in orthodontics and orthopaedics. *Theoretical Biomechanics*. <https://doi.org/10.5772/19420>
23. Radchenko, V. A., Kutsenko, V. A., Popov, A. I., Karpinsky, M. Y., & Karpinska, O. D. (2022). Modeling the variants of transpedicular fixation of the thoracic spine in the rejection of one–three vertebrae. *Trauma*, 18(5), 95–102. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125>
24. Radchenko, V., Popsuishapka, K., & Yaresko, O. (2017). Investigation of stress–strain state in spinal model for various methods of surgical treatment of thoracolumbar burst fractures (Part one). *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, 1, 27–33. <https://doi.org/10.15674/0030-59872017127-33>
25. Niinomi M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 30–42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001>
26. Popsuishapka, K. O., Teslenko, S. O., Popov, A. I., Karpinsky, M. Y., & Yaresko, O. V. (2022). 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*, 23(5), 53–64. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.916>
27. Rao, S. S. (2005). The finite element method in engineering. Butterworth-Heinemann
28. Kurowski, P. M. (2007). Engineering analysis with COSMOSWorks 2007. SDC Publications.
29. Xu, C., Hou, Q., CHU, Y., Huang, X., Yang, W., Ma, J., & Wang, Z. (2020). 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 musculoskeletal disorders*, 21(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03473-1>
30. Li, C., Zhou, Y., Wang, H., Liu, J., & Xiang, L. (2014). Treatment of unstable thoracolumbar fractures through short segment pedicle screw fixation techniques using pedicle fixation at the level of the fracture: a finite element analysis. *PLoS One*, 9(6), e99156. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0099156>
31. Su, Y., Wang, X., Ren, D., Liu, Y., Liu, S., & Wang, P. (2018). A finite element study on posterior short segment fixation combined with unilateral fixation using pedicle screws for stable thoracolumbar fracture. *Medicine (Baltimore)*, 97(34), e12046. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000012046>
32. Xu, G., Fu, X., Du, C., Ma, J., Li, Z., Tian, P., Zhang, T., & Ma, X. (2014). Biomechanical comparison of mono-segment transpedicular fixation with short-segment fixation for

treatment of thoracolumbar fractures: A finite element analysis. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part h: journal of engineering in medicine*, 228(10), 1005–1013. <https://doi.org/10.1177/0954411914552308>

33. Li, Q., Li, X., Liu, Y., Zhang, H., Shang, P., Chu, Z., Chen, J., Chen, M., & Qin, R. (2012). Treatment of thoracolumbar fracture with pedicle screws at injury level: A biomechanical study based on three-dimensional finite element analysis. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology*, 23(7), 775–780. <https://doi.org/10.1007/s00590-012-1076-y>
34. Wang, H., Mo, Z., Han, J., Liu, J., Li, C., Zhou, Y., Xiang, L., &

Yang, L. (2018). Extent and location of fixation affects the bio-mechanical 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)*, 97(26), e11244. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000011244>

35. Liao, J. C., Chen, W. P., & Wang, H. (2017). 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 musculoskeletal disorders*, 18(1), 262. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1623-0>

Стаття надійшла до редакції 21.04.2025	Отримано після рецензування 22.05.2025	Прийнято до друку 30.05.2025
---	---	---------------------------------

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SHORT-SEGMENT PEDICLE SCREW FIXATION FOR AO TYPE A FRACTURES AT THE THORACOLUMBAR JUNCTION UNDER EXTENSION LOADING

O. S. Nekhlupochyn ¹, V. V. Verbov ¹, Ie. V. Cheshuk ¹, M. Yu. Karpinsky ², O. V. Yaresko ²

¹ Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv

² Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Oleksii Nekhlupochyn, MD, PhD: AlexeyNS@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-1180-6881>

✉ Vadim Verbov, MD, PhD: v.verbov@gmail.com; <http://orcid.org/0000-0002-3074-9915>

✉ Ievgen Cheshuk, MD: evcheshuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-8063-2141>

✉ Mykhailo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

✉ Olexander Yaresko: avyresko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>