

Роль проміжних гвинтів у системі «кістка-гвинт-стрижень» при А1-переломах грудо-поперекового переходу

Нехлопочин О.С.¹✉, Вербов В.В.¹, Чешук Є.В.¹, Карпінський М.Ю.², Яренько О.В.²

Мета: Оцінити напружено-деформований стан при переломі А1 хребця Тh12 під згинальним навантаженням та порівняти варіанти короткої транспедикулярної фіксації. **Матеріали та методи.** Розроблено деталізовану скінченно-елементну модель хребців Тh9-L5 з А1-переломом хребця Тh12. Розглянуто чотири конфігурації: М1 – короткі гвинти без проміжних, М2 – довгі гвинти без проміжних, М3 – короткі основні + короткі проміжні гвинти в тіло хребця Тh12, М4 – довгі основні + короткі проміжні гвинти в тіло хребця Тh12. Флексію моделювали силою 350 Н. Критерій оцінки – еквівалентне напруження Мізеса. **Результати.** У хребці Тh12 збільшення довжини гвинтів без проміжних підвищує напруження з 1,6 до 2,3 МПа, тоді як з проміжними гвинтами утримується на рівні 1,6–1,7 МПа. У хребці L1 зміни мінімальні. На замикальних пластинках: нижня пластинка хребця Тh11 – 1,9–2,1 МПа, верхня пластинка хребця L1 – зниження напруження з 8,3 до 7,7 МПа. На вході гвинтів: у ніжку дуги хребця Тh11 – розвантаження з 8,0 до 5,6–5,7 МПа, у ніжку дуги хребця Тh12 – близько 2,1 МПа, у ніжку дуги хребця L1 – зростання напруження при довгих гвинтах з 10,3 до 11,1 МПа незалежно від проміжних. У балках проміжні гвинти збільшують напруження майже в 2,2 рази – з 170–172 до 380–383 МПа. Заключення. Проміжні гвинти забезпечують локальне розвантаження та стабілізацію пошкодженого рівня, але підвищують напруження в балках. Конфігурацію фіксації слід індивідуалізувати: М3–М4 – за пріоритету захисту інтерфейсу «кістка-гвинт» та зони перелому; М1–М2 – за потреби мінімізувати навантаження на стрижні та ретельно підбирати довжину каудальних гвинтів.

Ключові слова: А1-перелом; грудо-поперековий відділ; транспедикулярна фіксація; проміжні гвинти; скінченно-елементний аналіз; флексія.

Вступ

Травми грудо-поперекового відділу хребта належать до найпоширеніших пошкоджень осевого скелета [1]. Найуразливішою вважають перехідну зону Т11-L2, на яку припадає 60–70 % від усіх переломів хребців [2]. Найчастіше такі ушкодження виникають унаслідок впливу високоенергетичних чинників (дорожньо-транспортна пригода, падіння з висоти, виробнича травма) і нерідко поєднуються з іншими ушкодженнями опорно-рухового апарату. Тяжкі ураження спинного мозку при цьому трапляються відносно рідко (у 10–30 % випадків), але навіть стабільні переломи здатні викликати стійкий больовий синдром, формування

кіфотичної деформації та обмеження рухливості, що суттєво знижує якість життя пацієнтів [3].

Згідно з класифікацією АО Spine прості компресійні переломи типу А1 (клиноподібні) належать до стабільних пошкоджень передньої колони хребта і зазвичай не супроводжуються неврологічним дефіцитом [4]. Традиційно такі травми не потребували оперативного втручання за відсутності вираженої кіфотичної деформації чи ознак ураження заднього зв'язкового комплексу [5]. Стандартом вважалося консервативне лікування з ранньою функціональною терапією – іммобілізацією, носінням ортопедичного корсета й поступовою активізацією. Такий підхід давав змогу уникнути операційних ризиків і був ефективним при стабільних переломах за відсутності прогресування деформації або розвитку неврологічних симптомів [6].

В останні десятиліття відбулося переосмислення тактики ведення пацієнтів з травмами хребта.

✉Нехлопочин О.С., alexeyms@gmail.com

¹ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України», Україна, Київ

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

Розвиток систем транспедикулярної фіксації та впровадження малоінвазивних технологій значно розширили показання до хірургічної стабілізації, зокрема у випадках формально стабільних переломів [7]. Накопичені клінічні дані свідчать, що своєчасна операція може запобігти розвитку хронічного болю, прискорити відновлення функції хребта й зменшити термін повернення пацієнта до професійної та повсякденної активності, підвищуючи загальний рівень якості життя [8].

Для молодих й активних пацієнтів рання хірургічна стабілізація має перевагу щодо швидкості відновлення та збереженні досягнутої корекції [9]. У осіб літнього віку, навпаки, оперативна фіксація з можливістю ранньої мобілізації має ключове значення для профілактики ускладнень, пов'язаних з тривалим постільним режимом – гіпостатичної пневмонії, тромбоемболії, пролежнів, саркопенії тощо [10, 11]. Таким чином, сучасна концепція лікування компресійних переломів ґрунтується не лише на радіологічних ознаках стабільності, а й на функціональних пріоритетах та прогнозі для пацієнта [4].

Незважаючи на зростання хірургічної активності, біомеханіка стабілізації переломів типу А1 залишається недостатньо вивченою, що пояснюється тривалим домінуванням консервативного підходу в їх лікуванні. Одним із спірних аспектів є конфігурація короткої транспедикулярної фіксації – оптимальна довжина основних гвинтів і доцільність встановлення додаткових «проміжних» гвинтів у пошкодженій хребці. Низка досліджень показала, що встановлення таких опорних гвинтів у тіло зламаного хребця (наприклад, Th12) підвищує жорсткість конструкції та знижує ризик прогресування деформації при функціональних навантаженнях, але ці дані отримано переважно для А3-А4-вибухових пошкоджень [1]. Відсутня єдина думка щодо необхідності застосування проміжних гвинтів при стабільних компресійних переломах, за яких потенційний біомеханічний вигравш потребує об'єктивного підтвердження [12]. Це зумовлює актуальність подальшого вивчення напружено-деформованого стану хребтового сегмента при переломі типу А1 залежно від конфігурації короткого транспедикулярного остеосинтезу.

Мета. Вивчити напружено-деформований стан моделі грудо-поперекового відділу хребта людини з компресійним переломом тіла хребця Th12 типу А1 під дією флексійного навантаження при короткосегментній транспедикулярній фіксації, а також оцінити вплив довжини гвинтів та обґрунтованість застосування додаткових проміжних гвинтів у зоні перелому.

Матеріали і методи

Об'єкт моделювання

У лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України створено деталізовану скінченно-елементну модель грудо-поперекового відділу хребта людини з пошкодженням тіла хребця Th12 за типом А1 компресійного перелому. Геометрію, передумови та верифікацію моделі докладно описано в наших публікаціях [13, 14].

Конфігурації фіксації

Для стабілізації двох хребців, суміжних із пошкодженим сегментом, змодельовано чотири варіанти короткосегментної транспедикулярної фіксації, що відрізняються за довжиною основних гвинтів (монокортикальна або бікортикальна установка) і наявністю додаткових «проміжних» гвинтів, які вводять у тіло хребця Th12:

- М1: короткі основні гвинти без проміжних гвинтів;
- М2: довгі основні гвинти без проміжних;
- М3: короткі основні гвинти з парою коротких проміжних гвинтів у тіло Th12;
- М4: довгі основні гвинти з парою коротких проміжних гвинтів у тіло Th12.

Припущення, сітка та матеріали

Усі матеріали приймали як однорідні та ізотропні. Дискретизацію виконували 10-вузловими тетрадральними елементами із квадратичними функціями форми. Механічні характеристики біологічних тканин (кортикальної та губчастої кістки, міжхребцевих дисків) приймали відповідно до даних літературних джерел [15, 16]. Для моделювання металевих елементів застосовували титан VT-16 з фізико-механічними властивостями за даними М. Нііномі [17]. У розрахунках використовували модуль Юнга (E) та коефіцієнт Пуассона (ν). Зведені значення наведено в табл. 1.

Таблиця №1

Механічні характеристики матеріалів, що використовувались

| Матеріал | Модуль Юнга, МПа | Коефіцієнт Пуассона |
|--------------------|------------------|---------------------|
| Кортикальна кістка | 10 000 | 0,30 |
| Губчаста кістка | 450 | 0,20 |
| Суглобовий хрящ | 10,5 | 0,49 |
| Міжхребцеві диски | 4,2 | 0,45 |
| Титан VT-16 | 110 000 | 0,30 |

Навантаження та граничні умови

Згинання моделювали додаванням статичної сили величиною 350 Н, спрямованої ззаду наперед,

що імітує нахил тулуба вперед. Навантаження прикладали до тіла хребця Th9 та поверхонь фасеткових суглобів. Каудальну поверхню диска L5 задавали як жорстко закріплену.

Контрольні точки та критерії оцінки

Для коректного порівняння між варіантами фіксації розподіл напруження оцінювали в системі контрольних зон, що охоплює основні кісткові елементи та деталі конструкції. Система охоплювала такі ділянки: тіла хребців Th9-L5, замикальні пластинки хребців Th11 та L1, суміжні з пошкодженим хребцем Th12, зони входу гвинтів у дугу хребців Th11-L1, а також елементи металокоплекції – гвинти та сполучні балки (рис. 1). Такий розподіл контрольних точок (КТ) дав змогу комплексно оцінити напружено-деформований стан і виявити найбільш критично навантажені ділянки моделі, характерні для кожного типу стабілізації. У якості критерію для порівняльної оцінки використовували еквівалентні напруження за Мізесом.

Програмна реалізація

Побудову геометрії та підготовку моделей виконано в системі автоматизованого проектування SolidWorks (Dassault Systèmes, Франція) [18]. Чисельне вирішення завдань скінченно-елементного аналізу проводили за допомогою програмного комплексу CosmosM [19].

Етичні аспекти дослідження

Дослідження схвалено комісією з етики та біоетики Інституту нейрохірургії імені акад. А.П. Ромоданова НАМН України (протокол № 4 від 05.09.2018 р.).

Результати

Для послідовнішого аналізу отриманих даних насамперед розглянуто зміни напружено-деформованого стану в кісткових структурах та на замикальних пластинках суміжних хребців (КТ1-КТ11). Узагальнені результати наведено в табл.2. Надалі виконано оцінку напруження в елементах металокоплекції та зонах контакту інтерфейсу «метал–кістка» (КТ12-КТ18) із виділенням ділянок концентрації механічних навантажень у місцях входу гвинтів, усередині тіл хребців та на опорних балках. Відповідні значення представлені в табл.3. Як приклад наведена візуалізація розподілу напруження для базової моделі M1 (рис.2).

Кісткові структури

У тілах хребців, віддалених від ділянки пошкодження та імплантації (Th9, Th10, L2-L5), напруження залишаються низькими та практично не залежать від конфігурації фіксатора. Це свідчить про домінування зовнішнього згинального моменту при флексії над деталями силового контуру фіксації: у грудних сегментах значення напруження становлять лише 1,6–1,8 МПа, у поперекових –

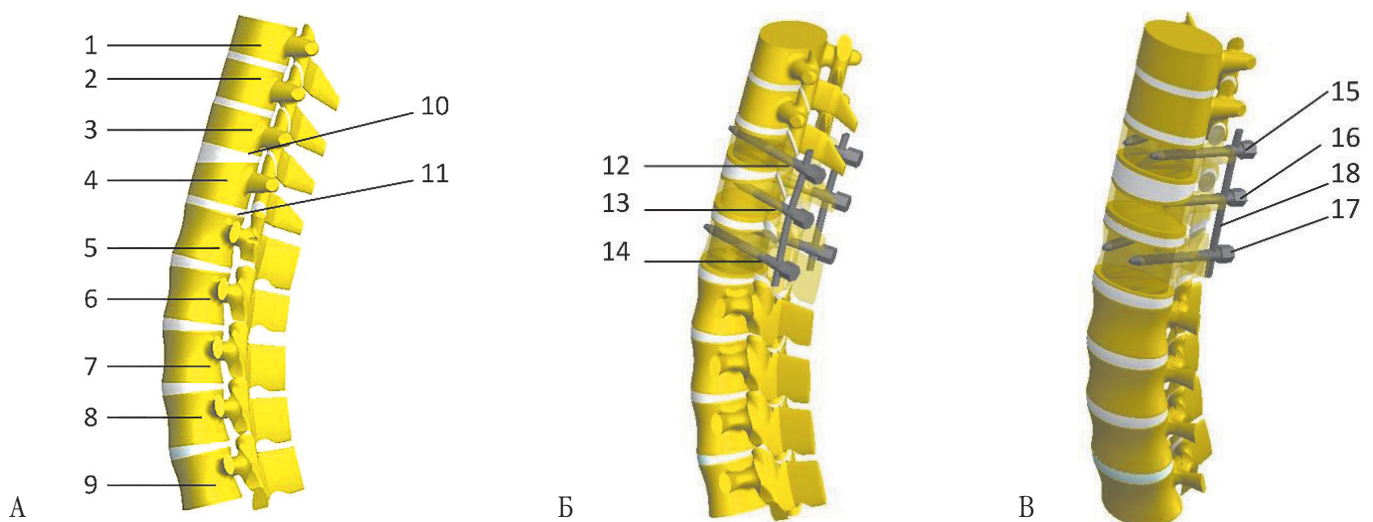


Рис.1. Схема розташування контрольних точок: 1 – тіло хребця Th9; 2 – тіло хребця Th10; 3 – тіло хребця Th11; 4 – тіло хребця Th12; 5 – тіло хребця L1; 6 – тіло хребця L2; 7 – тіло хребця L3; 8 – тіло хребця L4; 9 – тіло хребця L5; 10 – нижня замикальна пластинка тіла хребця Th11; 11 – верхня замикальна пластинка тіла хребця L1; 12 – вхід гвинтів у дугу хребця Th11; 13 – вхід гвинтів у дугу хребця Th12; 14 – вхід гвинтів у дугу хребця L1; 15 – гвинти в тілі хребця Th11; 16 – гвинти в тілі хребця Th12; 17 – гвинти в тілі хребця L1; 18 – опорні балки

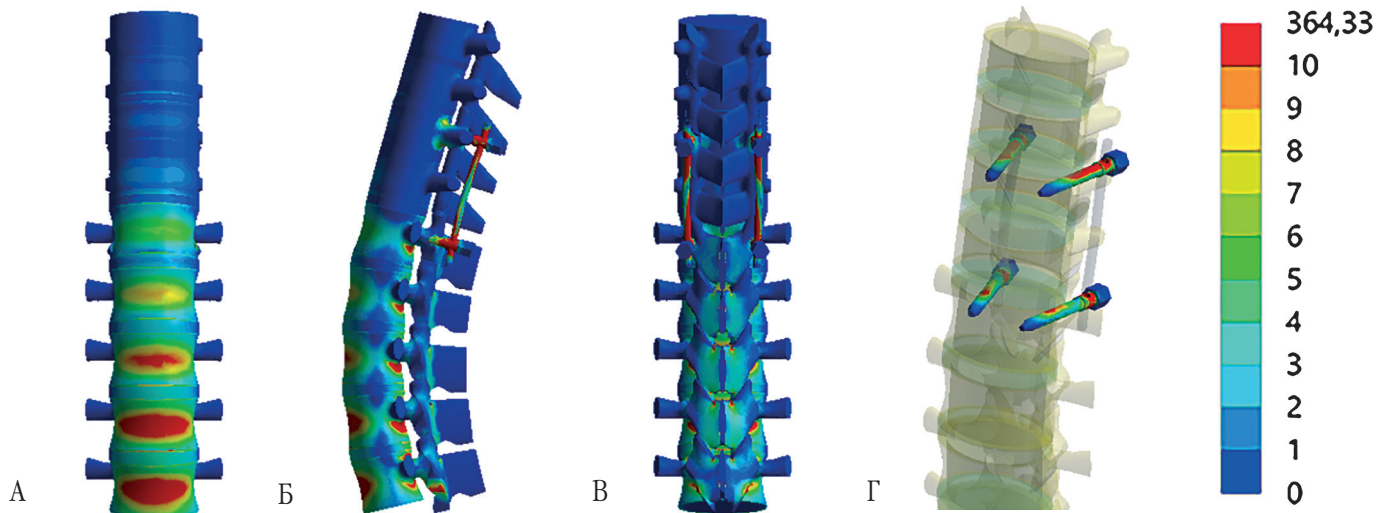


Рис. 2. Розподіл напруження в моделі грудно-поперекового відділу хребта з uszkodженням тіла хребця Th12 типу A1 під впливом флексійного навантаження. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без проміжних: а – вигляд спереду; б – вигляд збоку; в – вигляд ззаду; г – гвинти

варіюють у вузькому діапазоні (для L2 – 14,8–15,0 МПа, для L3 – 18,1–18,6 МПа, для L4 – 24,4–24,6 МПа, для L5 – 17,4–17,6 МПа). Таким чином, віддалені сегменти демонструють «фонові» величини слабо чутливі до довжини гвинтів та наявності проміжної опори (див. табл.2).

Інша картина спостерігається на суміжних із пошкодженим хребцем рівнях. У тілі хребця Th11 при послідовному «підсиленні» фіксації зареєстровано стійке зниження напруження від 9,0 МПа (M1) до 6,7 МПа (M4). Сумарне зменшення становить близько 25,6% щодо базової (M1) конфігурації. Це свідчить про виражений розвантажувальний ефект як подовження основних гвинтів, так і введення проміжної опори, а їх поєднання асоціюється з мінімальними значеннями. У тілі хребця L1, навпаки, зміни невеликі й непослідовні (14,4 → 13,9 → 14,9 → 14,3 МПа), що свідчить про низьку чутливість суміжного каудального рівня до варіацій фіксації в умовах флексії (див. табл. 2). У травмованому хребці Th12 визначальним чинником є наявність проміжних гвинтів: без них подовження основних гвинтів супроводжується зростанням локальних напружень (2,3 МПа в M2 порівняно з 1,6 МПа в M1), тоді як при додаванні проміжної опори значення напруження низькі – 1,6–1,7 МПа (зниження на 30–26% порівняно з M2). Інакше кажучи, при флексійному навантаженні стабілізація компримованого тіла забезпечується саме завдяки проміжній фіксації, а не лише подовженню опор у сусідніх хребцях (див. табл. 2).

Напруження на замикальних пластинках демонструє меншу амплітуду змін і менш однозначні тренди – це відповідає очікуваному демпфувальному ефекту диска та схожому механізму передачі навантаження крізь хрящові структури. Для ниж-

ньої пластинки хребця Th11 діапазон становить лише 1,9–2,1 МПа без вираженого впливу конфігурації. На верхній пластинці хребця L1 простежується послідовне і статистично значуще зниження напруження з 8,3 до 7,7 МПа при переході від M1 до M4 (близько – 7,2%), що побічно вказує на сприятливіші умови контактної взаємодії на краніальному кінці каудального суміжного сегмента при поєднанні довгих гвинтів із проміжними (див. табл.2).

У зонах входу гвинтів у дугу хребця розподіл напруження вказує на локальні ефекти перерозподілу навантаження через інтерфейс «метал–кістка». На рівні хребця Th11 додавання проміжних гвинтів помітно розвантажує місце передачі зусиль від гвинта до кістки: значення знижуються з 8,0 МПа (M1) до 5,6–5,7 МПа (M3-M4), що відповідає зменшенню приблизно на 28–30% щодо базової конфігурації. На рівні хребця Th12 (аналіз проводили лише за наявності проміжних гвинтів) напруження залишаються низькими та однаковими (2,1 МПа), ознак локальних перенапружень у зоні входу додаткових опор не виявлено. У хребці L1 визначальним чинником є довжина основних гвинтів: при коротких гвинтах значення становлять 10,3 МПа, при довгих – 11,1 МПа незалежно від наявності проміжної опори. Отже, саме подовження гвинтів помірно підвищує навантаження на дугу хребця L1, а проміжна фіксація на цей параметр практично не впливає (табл.3).

Металоконструкції

Аналіз напружень у гвинтах доповнює картину. У хребці Th11 подовження гвинтів без проміжної фіксації призводить до суттєвого зростання

Таблиця №2

**Розподіл еквівалентних напружень (за Мізесом) у кісткових структурах
грудо-поперекового відділу хребта при флексійному навантаженні для різних
конфігурацій короткої транспедикулярної фіксації (M1–M4)**

| Контрольні точки | | Напруження, МПа | | | |
|------------------|--|------------------------------|--------------|-------------------------------|--------------|
| | | Модель без проміжних гвинтів | | Модель із проміжними гвинтами | |
| № | Зона | короткі гвинти | довгі гвинти | короткі гвинти | довгі гвинти |
| 1 | Тіло хребця Th9 | 1,6 | 1,6 | 1,6 | 1,6 |
| 2 | Тіло хребця Th10 | 1,8 | 1,8 | 1,7 | 1,7 |
| 3 | Тіло хребця Th11 | 9,0 | 8,0 | 7,4 | 6,7 |
| 4 | Тіло хребця Th12 | 1,6 | 2,3 | 1,6 | 1,7 |
| 5 | Тіло хребця L1 | 14,4 | 13,9 | 14,9 | 14,3 |
| 6 | Тіло хребця L2 | 15,0 | 15,0 | 14,8 | 14,8 |
| 7 | Тіло хребця L3 | 18,6 | 18,1 | 18,4 | 18,4 |
| 8 | Тіло хребця L4 | 24,6 | 24,6 | 24,4 | 24,4 |
| 9 | Тіло хребця L5 | 17,6 | 17,6 | 17,4 | 17,4 |
| 10 | Нижня замикальна пластинка хребця Th11 | 1,9 | 2,0 | 1,9 | 2,1 |
| 11 | Верхня замикальна пластинка хребця L1 | 8,3 | 8,1 | 7,9 | 7,7 |

внутрішніх напружень (63,3 МПа в M2 порівняно з 49,3 МПа в M1, тобто близько +28,4%). Проміжна фіксація знижує навантаження, причому мінімальні значення досягаються при коротких основних гвинтах з проміжними опорами (43,3 МПа в M3), що на 31,6% менше, ніж у M2, і на 12,2% менше, ніж у базовій моделі (M1). У проміжних гвинтах у хребець Th12 напруження залишаються низькими (11,2–11,3 МПа), а вплив довжини основних гвинтів на сусідніх рівнях на ці показники мінімальний. Для хребця L1, навпаки, подовження гвинтів супроводжується вираженим зростанням напруження як без проміжної опори (32,0 МПа в M2), так і за її наявності (35,9 МПа в M4) порівняно з варіантами з короткими гвинтами (22,6 МПа в M1 і 24,2 МПа в M3). Збільшення щодо M1 становить близько 41,6% (M2) та 58,9% (M4). Отже, на каудальному суміжному рівні довжина гвинтів – головний детермінант підвищення напруження в кріпильних елементах, а проміжні опори цей ефект не компенсують (див. табл.3).

Найвираженіші зміни в глобальній силовій гільці фіксувальної системи зареєстровано в сполучних стрижнях. У режимі флексії саме наявність проміжної опори «замикає» силовий контур навколо травмованого сегмента та переносить значну частку згинальних моментів у сполучні балки, що призводить до різкого зростання напруження: з 170,8–172,4 МПа в моделях без проміжних опор до 380,8–382,8 МПа за їх наявності (збільшення майже в 2,2 рази) Усередині кожної пари «без/з проміжними гвинтами» вплив довжини основних гвинтів невеликий (близько +0,9% для M1→M2 і –0,5% для M3→M4), тобто головним чинником підвищення навантаження на стрижні є проміжна опора, а не довжина гвинтів у тілах суміжних хребців (див. табл. 3). З урахуванням типових меж плинності титанових сплавів, які використовують для спінальних стрижнів (760–800 МПа), значення в M3–M4 становлять близько половини від зазначених величин, що формально залишає запас міцності, але абсолютне дворазове збільшення

Таблиця №3

Еквівалентні напруження (за Мізесом) в елементах металоконструкції та зонах контакту «метал–кістка» при флексійному навантаженні для різних конфігурацій короткої транспедикулярної фіксації (M1–M4)

| Контрольні точки | | Напруження, Мпа | | | |
|------------------|---------------------------------|------------------------------|--------------|-------------------------------|--------------|
| | | Модель без проміжних гвинтів | | Модель із проміжними гвинтами | |
| № | Зона | короткі гвинти | довгі гвинти | короткі гвинти | довгі гвинти |
| 12 | Вхід гвинтів у дугу хребця Th11 | 8,0 | 7,3 | 5,6 | 5,7 |
| 13 | Вхід гвинтів у дугу хребця Th12 | | | 2,1 | 2,1 |
| 14 | Вхід гвинтів у дугу хребця L1 | 10,3 | 11,1 | 10,3 | 11,1 |
| 15 | Гвинти в тілі хребця Th11 | 49,3 | 63,3 | 43,3 | 59,1 |
| 16 | Гвинти в тілі хребця Th12 | | | 11,2 | 11,3 |
| 17 | Гвинти в тілі хребця L1 | 22,6 | 32,0 | 24,2 | 35,9 |
| 18 | Опорні балки | 170,8 | 172,4 | 382,8 | 380,8 |

напруження порівняно з M1-M2 принципово важливе в контексті втомної довговічності та ризику металозламу при тривалій експлуатації.

Таким чином, при флексії проміжні гвинти забезпечують клінічно значущий локальний перерозподіл навантажень: розвантажують тіло хребця Th11 та його дугу, стабілізують травмований хребець Th12 на низьких рівнях напруження і помірно поліпшують умови на верхній замикальній пластинці хребця L1. Водночас така «жорстка» стабілізація супроводжується вираженим зростанням напруження в сполучних стрижнях. Крім того, подовження основних гвинтів під флексією призводить до збільшення напруження в гвинтах на суміжних рівнях, особливо в хребці L1. Практична інтерпретація залежить від пріоритету: якщо головною метою є захист кістково-гвинтових інтерфейсів і стійкість зони перелому, то проміжна фіксація (M3–M4) виправдана, а якщо необхідно мінімізувати навантаження в стрижнях, то перевагу слід віддати конфігураціям без проміжної опори (M1-M2), а подовження гвинтів застосовувати вибірково з урахуванням можливого зростання напруження в кріпильних елементах і зоні входу на суміжному каудальному рівні.

Обговорення

Отримані нами результати моделювання флексійного навантаження при короткій транспедикулярній фіксації перелому типу A1 грудо-поперекової зони дають змогу зіставити локальні біомеханічні ефекти різних конфігурацій з чинними клінічними рекомендаціями та даними літератури. Сучасні керівництва ESTES (European Society for Trauma and Emergency Surgery) і DGOU (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie und Orthopädie) наголошують на необхідності хірургічної стабілізації за наявності неврологічного дефіциту, вираженої кіфотичної деформації, що прогресує, значущої втрати висоти передньої колони, ризику пошкодження заднього зв'язкового комплексу та у випадках політравми, коли рання мобілізація критична для адекватної реабілітації [6, 20]. У ширшому клінічному діапазоні показань вирішальними є чинники ризику незначної ефективності консервативного лікування: рефрактерний біль, супутня фронтальна деформація, остеопороз і попередні переломи, що погіршують функціональний прогноз [21]. При виборі конфігурації короткої фіксації слід враховувати не лише радіологічні цілі, а й фактичні навантаження на елементи конструкції та інтерфейси «метал–кістка», які демонструє наша модель.

Виявлені тенденції органічно вписуються в більш широкий контекст вибору тактики для різних категорій пацієнтів. У молодих активних пацієнтів і спортсменів, у яких раннє повернення до активності є пріоритетом, локальна стабілізація пошкодженого рівня проміжними гвинтами може забезпечити виграш в утриманні корекції та комфорту під час руху. У осіб літнього віку з остеопорозом та пацієнтів з попередніми переломами консервативна тактика статистично частіше супроводжується незадовільними наслідками [7, 22], тому перевагу слід віддавати хірургічній стабілізації. У даній групі доцільно поєднувати коротку фіксацію з цементною аугментацією тіла хребця (через гвинти або додатковою вертебропластикою), що підвищує стійкість передньої колони та зменшує ймовірність повторного просідання на тлі зменшення кісткової міцності [10]. Така комбінація одночасно забезпечує переваги проміжних гвинтів для локального розвантаження та знижує навантаження на стрижні за рахунок «працездатнішої» передньої опори.

З клінічної погляду, отримані нами результати підтверджують тезу про необхідність індивідуального вибору конфігурації короткої фіксації. Якщо метою є максимальний локальний захист рівня пошкодженого хребця та краніального суміжного сегмента з ранньою функціональною активністю, кращою є конструкція з проміжними гвинтами, але слід враховувати ризик підвищення напружень у сполучних балках. Якщо пріоритетом є мінімізація навантаження на задній опорний контур (наприклад, при сумнівах у втомній витривалості імплантатів, очікувано високому флексійному навантаженні або неможливості аугментації передньої колони), то перевагу слід віддати конфігурації без проміжних гвинтів з помірно довжиною основних гвинтів на каудальному рівні, щоб не спровокувати зайве навантаження в зоні входу та гвинтах у хребець L1. Це узгоджується з рекомендаціями про те, що при виборі операції та рівня її «агресивності» необхідно зважати на морфологію ушкодження, якість кістки та очікувану функціональну траєкторію пацієнта [20, 23].

Обмеження

Проведений аналіз має такі обмеження: результати отримано лише для режиму флексії та відображають задані граничні умови; поведінка конструкції за інших навантажень (аксіальна компресія, ротація, комбіновані сценарії) може відрізнятись; властивості тканин та імплантатів у моделі усереднені та не враховують всієї клінічної

варіабельності, зокрема вираженого остеопорозу; спрощене моделювання інтерфейсу «гвинт–кістка» та міжхребцевого диска неминуче спрощує складну біомеханіку сегмента. Екстраполювання кількісних відмінностей за напруженнями на клінічні результати потребує обережності: зв'язок між локальними напруженнями та певними ускладненнями (розхитування, втома стрижня) опосередкований багатьма чинниками (техніка встановлення, якість фіксації, реабілітаційний режим та супутні захворювання). Проте виявлені закономірності – локальне розвантаження кісткових структур при проміжній фіксації та одночасне зростання напруження в стрижнях – внутрішньо узгоджені та надають корисні орієнтири для клінічного вибору конфігурації.

Висновки

Коротку задню фіксацію при А1-переломах можна розглядати як ефективний інструмент, що дає змогу виконати адекватну корекцію, забезпечити ранню мобілізацію та поліпшити ранні результати у відповідних клінічних випадках. Отримані нами дані уточнюють механістичний аспект цих переваг і наголошують на необхідності знайти баланс між локальною стабілізацією пошкодженого рівня та навантаженням на опорні балки. Це означає, що рішення про використання проміжних гвинтів слід ухвалювати з огляду на клінічні пріоритети (рання активізація, захист інтерфейсу «гвинт–кістка», якість кістки) та стратегію розвантаження заднього контуру – від вибору параметрів імплантатів до планування реабілітації та, за потреби, аугментації передньої колони.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

References

1. Durmaz MO, Ezgü MC, Evleksiz Karımcı D, Karımcı G. Management of Thoracolumbar Fractures: Clinical, Functional, and Radiological Outcomes in a Single Institution. *Journal of Turkish Spinal Surgery*. 2023;34(3):124-130. doi: 10.4274/jtss.galenos.2023.98853.
2. Zileli M, Sharif S, Fornari M. Incidence and Epidemiology of Thoracolumbar Spine Fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. *Neurospine*. 2021;18(4):704-712. doi: 10.14245/ns.2142418.209, PMID: 35000323.
3. Pidd KT, Sadauskas D, Tomatis V, Knight EJ. Which is the Superior Thoracolumbar Injury Classification Tool? TLICS Versus AOSpine 2013: A Systematic Review. *Global Spine J*. 2025;15(4):2536-2546. doi: 10.1177/21925682241311303
4. Vercoulen TFG, Niemeyer MJS, Peuker F, Verlaan JJ, Oner FC, Sadiqi S. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: A systematic review. *Brain Spine*. 2024;4:102745. doi: 10.1016/j.bas.2024.102745, PMID: 38510618.
5. Wang J, Yang H, Ganau M, Wang Y, Miao J, Yan L, et al. A comparative analysis of three distinct approaches for the management of type A1 traumatic thoracolumbar fractures: a retrospective cohort study with a minimum 6-year follow-up. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2025;20(1):856. doi: 10.1186/s13018-025-06262-5
6. Wendt K, Nau C, Jug M, Pape HC, Kdolsky R, Thomas S, et al. ESTES recommendation on thoracolumbar spine fractures : January 2023. *European journal of trauma and emergency surgery : official publication of the European Trauma Society*. 2024;50(4):1261-1275. doi: 10.1007/s00068-023-02247-3
7. 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.
8. Tan T, Huang MS, Rutges J, Marion TE, Fitzgerald M, Hunn MK, et al. Rate and Predictors of Failure in the Conservative Management of Stable Thoracolumbar Burst Fractures: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Global Spine J*. 2022;12(6):1254-1266. doi: 10.1177/21925682211031207
9. Pettitt JC, Desai A, Kashkoush A, Ahorukomeye P, Potter TO, Stout A, et al. Failure of Conservatively Managed Traumatic Vertebral Compression Fractures: A Systematic Review. *World Neurosurg*. 2022;165:81-88. doi: 10.1016/j.wneu.2022.06.053
10. Komadina R, Bloemers FW, Jug M, Wendt KW, Nau C, Pape HC. Fractures of the thoracolumbar spine in osteoporosis. *European journal of trauma and emergency surgery : official publication of the European Trauma Society*. 2024;50(5):1977-1984. doi: 10.1007/s00068-024-02625-5
11. Jackson ML, Thomas SC, Joyner MR, Hu M, Larry Lee YL, Cappasso T, et al. Time to Mobility Is Associated With Pulmonary Complications in Patients With Spine Fractures. *The American surgeon*. 2024;90(8):2049-2053. doi: 10.1177/00031348241241702
12. Deng L, Zhang J, Zhou Q, Zheng Y, Hua X, Hu X, et al. Effect of the intermediate pedicle screws and their insertion depth on sagittal balance and functional outcomes of lumbar fracture. *Front Surg*. 2022;9:905946. doi: 10.3389/fsurg.2022.905946
13. Нехлопочин ОС, Вербов ВВ, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. Біомеханічна оцінка значення глибини введення транспедикулярного гвинта і установки поперечних стяжок при лікуванні травматичних ушкоджень грудо-поперекового переходу: дослідження методом скінченних елементів при стискальному навантаженні. *Ukr Neurosurg J*. 2021;27(3):25-32. doi: 10.25305/unj.230621.
14. Нехлопочин ОС, Вербов ВВ, Чешук ЄВ, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. Біомеханічний аналіз варіантів короткої транспедикулярної фіксації переломів типу А (АО) ділянки грудопоперекового переходу в режимі екстензійного навантаження. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 2025(3):26-36. doi: 10.15674/0030-59872025326-36.
15. Нехлопочин О, Вербов В, Чешук І, Карпінський М, Ярьсько О. Biomechanical Analysis of Short-Segment Pedicle Screw Fixation for Ao Type a Fractures at the Thoracolumbar Junction under Extension Loading. *ORTHOPAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*. 2025(3):26-36. doi: 10.15674/0030-59872025326-36. [in Ukrainian]

15. Радченко ВО, Куценко ВО, Попов АІ, Карпінський МЮ, Карпінська ОД. Моделювання варіантів транспедиклярної фіксації грудного відділу хребта при резекції одного–трьох хребців. Травма. 2017;18(5):95–102. doi:10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125
- Radchenko VA, Kutsenko VA, Popov AI, Karpinskyi MY, Karpinska OD. Modeling the variants of transpedicular fixation of the thoracic spine in the rejection of one-three vertebrae. Trauma. 2017;18(5):95–102. doi: 10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125. [in Ukrainian]
16. Радченко ВО, Попсуйшапка КО, Яресько ОВ. Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта для різних методів хірургічного лікування груднопоперекових вибухових переломів (частина перша). Ортопедія, травматологія і протезування. 2017;1:27–33. doi:10.15674/0030-59872017127-33
- Radchenko V, Popsuishapka K, Yaresko O. Investigation of stress-strain state in spinal model for various methods of surgical treatment of thoracolumbar burst fractures (Part one). ORTHOPAEDICS, TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS. 2017;0(1):27-33. doi: 10.15674/0030-59872017127-33. [in Ukrainian]
17. 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.
18. Dogra S. SOLIDWORKS Simulation 2025: A Power Guide for Beginners and Intermediate Users: CADArtifex; 2025.
19. Kurowski PM. Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007: SDC Publications; 2007. 263 p.
20. Verheyden AP, Spiegl UJ, Ekkerlein H, Gercek E, Hauck S, Josten C, et al. Treatment of Fractures of the Thoracolumbar Spine: Recommendations of the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma (DGOU). Global Spine J. 2018;8(2 Suppl):34S-45S. doi: 10.1177/2192568218771668.
21. Giotta Lucifero A, Bruno N, Luzzi S. Surgical management of thoracolumbar junction fractures: An evidence-based algorithm. World Neurosurg X. 2023;17:100151. doi: 10.1016/j.wnsx.2022.100151.
22. Cankaya D, Yilmaz S, Devenci A, Dundar A, Yoldas B, Toprak A, et al. Clinical and radiological outcomes of conservative treatment after stable post-traumatic thoracolumbar fractures in elderly: Is it really best option for all elderly patients? Annals of medicine and surgery (2012). 2015;4(4):346-350. doi: 10.1016/j.amsu.2015.08.009.
23. Sharif S, Shaikh Y, Yaman O, Zileli M. Surgical Techniques for Thoracolumbar Spine Fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. Neurospine. 2021;18(4):667-680. doi: 10.14245/ns.2142206.253.

The Role of Intermediate Screws in the Bone-Screw-Rod Construct for A1 Fractures of the Thoracolumbar Junction

Nekhlopochyn O.S.¹✉, Verbov V.V.¹, Cheshbuk Ye.V.¹, Karpinskyi M.Yu.², Yaresko O.V.²

¹SI «Romodanov Neurosurgery Institute of NAMS of Ukraine», Kyiv, Ukraine

²SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMS of Ukraine», Kharkiv, Ukraine

Summary. Objective. To evaluate the stress–strain state in an A1 fracture of the Th12 vertebra under flexion loading and to compare different configurations of short-segment transpedicular fixation. **Materials and Methods.** A detailed finite element model of the Th9–L5 spinal segment with an A1 fracture of the Th12 vertebral body was developed. Four fixation configurations were analyzed: M1 with short screws without intermediate screws; M2 with long screws without intermediate screws; M3 with short main screws with additional short intermediate screws placed into the Th12 vertebral body; and M4 with long main screws with additional short intermediate screws placed into the Th12 vertebral body. Flexion was simulated by applying a 350 N load. The evaluation criterion was the equivalent von Mises stress. **Results.** In the Th12 vertebra, increasing screw length in constructs without intermediate screws led to an increase in stress from 1.6 to 2.3 MPa, whereas in constructs with intermediate screws stress remained at 1.6–1.7 MPa. In the L1 vertebra, changes were minimal. At the vertebral endplates, stress at the inferior endplate of Th11 ranged from 1.9 to 2.1 MPa, while at the superior endplate of L1 stress decreased from 8.3 to 7.7 MPa. At the screw entry zones, stress in the Th11 pedicle decreased from 8.0 to 5.6–5.7 MPa; at the Th12 pedicle it remained approximately 2.1 MPa; at the L1 pedicle, stress increased with long screws from 10.3 to 11.1 MPa regardless of the presence of intermediate screws. In the rods, the use of intermediate screws increased stress by nearly 2.2 times—from 170–172 to 380–383 MPa. **Conclusions.** Intermediate screws provide local stress reduction and stabilization of the injured level but increase stress in the rods. Fixation strategy should therefore be individualized: M3–M4 are preferable when prioritizing protection of the bone–screw interface and the fracture zone, whereas M1–M2 may be chosen when minimizing rod loading is critical, with careful selection of caudal screw length.

Key words: A1 fracture; thoracolumbar junction; transpedicular fixation; intermediate screws; finite element analysis; flexion.