

Біомеханічний стан оперованого грудопоперекового переходу при латерофлексії

Нехлопочин О.С.¹✉, Чешук Є.В.^{1, 2}, Вороді М.В.^{1, 2}, Цимбалюк Я.В.¹,
Карпінський М.Ю.³, Ярьсько О.В.³

Резюме. Зона грудопоперекового переходу через анатомо-фізіологічні особливості найбільш схильна до травматичних ушкоджень, відповідно, стабілізація цього відділу хребта потребує високої надійності. **Мета.** Вивчити напружено-деформований стан моделі грудопоперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1 із різними варіантами транспедикулярної фіксації при латерофлексії. **Матеріали і методи.** Розроблено математичну скінченно-елементну модель фрагмента грудопоперекового відділу хребта людини (Th9-L5). Змодельований результат декompресивно-стабілізуючого хірургічного втручання з тотальним видаленням хребців Th12-L1, установкою міжтілової опори та фіксацією транспедикулярною системою із використанням 4 пар гвинтів. Латерофлексію моделювали шляхом застосування навантаження 350 Н. **Результати.** При оцінці моделі без поперечних тяжок із використанням монокортикальних гвинтів виявлено, що максимальні значення навантаження в тілах хребців Th10, Th11, L2 та L3 становили відповідно 3,4; 2,0; 3,5 та 8,6 МПа, навантаження на транспедикулярних гвинтах, установлених у зазначені хребці, – 48,4; 48,3; 23,3 і 43,5 МПа, при використанні бікортикальних гвинтів без поперечних тяжок у тілах хребців – відповідно 3,1; 2,5; 3,8; 9,6 МПа та 49,9; 51,9; 25,8; 44,8 МПа, при застосуванні комбінації коротких гвинтів та поперечних тяжок у тілах хребців – 3,2; 2,0; 2,6; 7,5 МПа і 47,6; 47,5; 22,6; 41,2 МПа, при використанні поперечних тяжок та бікортикальних гвинтів – 3,0; 2,2; 2,7; 8,8 МПа та 48,3; 49,6; 24,3; 42,5 МПа. **Висновки.** При бічному нахилі монокортикальні транспедикулярні гвинти зумовлюють нижчі показники критичного навантаження порівняно з довгими гвинтами в усіх контрольних точках моделі. Поперечні тяжки сприяють зниженню величини напруження. Щодо латерофлексії – використання монокортикальних транспедикулярних гвинтів у поєднанні з поперечними тяжками є найбільш біомеханічно ефективним.

Ключові слова: скінченно-елементна модель; грудопоперековий перехід; корпоректомія; бікортикальна транспедикулярна стабілізація; поперечна тяжка, латерофлексія.

Вступ

Від 1938 р., коли англійський ортопед Sir H. Platt вперше запропонував термін “зона грудопоперекового переходу (ГПП)”, питання щодо методів лікування травматичних ушкоджень цього відділу не було остаточно розв’язано [1]. Незважаючи на певний відсоток ускладнень, хірургічне лікування травм ГПП є високоефективним методом, який дає змогу не лише забезпечити ранню мо-

білізацію постраждалих, а й запобігти прогресу деформації у віддалений період. Хірургічне лікування має незаперечну перевагу у пацієнтів із неврологічним дефіцитом, що виник у результаті травми, оскільки може забезпечити адекватну декompresію структур хребтового каналу – як пряму, так і непряму, а також гарантує жорстку фіксацію пошкоджених хребтово-рухових сегментів, що сприяє максимально можливому відновленню неврологічних функцій.

Запропоновано велику кількість методів корекції травматичних ушкоджень зони ГПП. Принциповим і досі актуальним питанням є вибір хірургічного доступу, який формально визначає також спектр металокопункцій, що використовуються [2]. Задній хірургічний доступ при травматичних

✉ Нехлопочин О.С., AlexeyNS@gmail.com

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

²Кафедра нейрохірургії Національного медичного університету ім. О.О. Богомольця

³Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України

ушкодженнях як зони ГПП, так і загалом грудопоясничного відділу хребта розроблено набагато раніше за передній. Фактично він був однією з основ розвитку хірургії хребта загалом [3]. Передній доступ при травмі ГПП уперше використали в 1968 р. R.P. Kelly і T.E. Whitesides Jr. [4]. Автори адаптували метод A.R. Hodgson та F.E. Stock, який використовують для лікування туберкульозного спондиліту [5]. Основною причиною застосування вентро-латерального підходу була спроба зберегти механічну функцію заднього опорного комплексу через недосконалість систем стабілізації, що використовуються.

У 1948 р. D. King розробив і вперше застосував транспедикулярні гвинти для люмбосакральної фіксації [6]. Подальший розвиток методика отримала завдяки праці Н.Н. Boucher, опублікованій у 1959 р. [7]. Проте лише з 1986 р. завдяки дослідженням R. Roy-Camille транспедикулярну стабілізацію грудопоясничного відділу активно застосовують у клінічній практиці [8]. Удосконалення як методів інтраопераційної навігації, так і систем стабілізації хребта протягом останніх кількох десятиліть дає змогу виконати хірургічну корекцію травматичного пошкодження ГПП будь-якого ступеня складності із заднього / задньобічного доступу. При цьому незалежно від уподобань хірурга саме транспедикулярна фіксація забезпечує усунення нестабільності пошкодженого хребетно-рухового сегмента.

Зона ГПП через анатомо-фізіологічні особливості найбільш схильна до травматичних ушкоджень і, відповідно, стабілізація цього відділу хребта потребує високої надійності. Нині спостерігається тенденція до короткої фіксації, що має біомеханічні та економічні переваги, але дуже обмежено застосовується у разі ушкодження ГПП. Якщо при простих ушкодженнях, які не потребують резекції тіла хребця, іноді допустимо використання 4-гвинтової системи, то при корпоректомії на одному-двох рівнях застосовують 8, 10 або 12 гвинтів. Існує проблема: як забезпечити максимальну надійність за мінімальною кількістю іммобілізованих хребетно-рухових сегментів.

Великий клінічний досвід використання транспедикулярної стабілізації дав змогу виявити низку чинників, що гіпотетично або фактично визначають надійність фіксації, основними з яких є глибина введення гвинта та використання поперечних стяжок. На думку деяких авторів, занурення транспедикулярного гвинта в тіло на глибину понад 60% недоцільне, оскільки не збільшує надійність фіксації [9]. Інші віддають перевагу бікортикальному встановленню [10]. Використання поперечних стяжок у комбінації з іншими методами підвищення надійності стабілізації не вивчено [11].

Зазначені причини стали підставою для проведення нами низки біомеханічних досліджень, присвячених підвищенню ефективності стабілізуювальних можливостей транспедикулярної фіксації травматичних ушкоджень ГПП [12]. Розглянуто вплив на прооперований відділ хребта латерофлексії як одного з найнесприятливіших видів навантажень.

Мета – вивчити напружено-деформований стан моделі грудопоясничного відділу хребта після резекції хребців Th12-L1 із різними варіантами транспедикулярної фіксації при асиметричних навантаженнях (латерофлексії).

Матеріали і методи

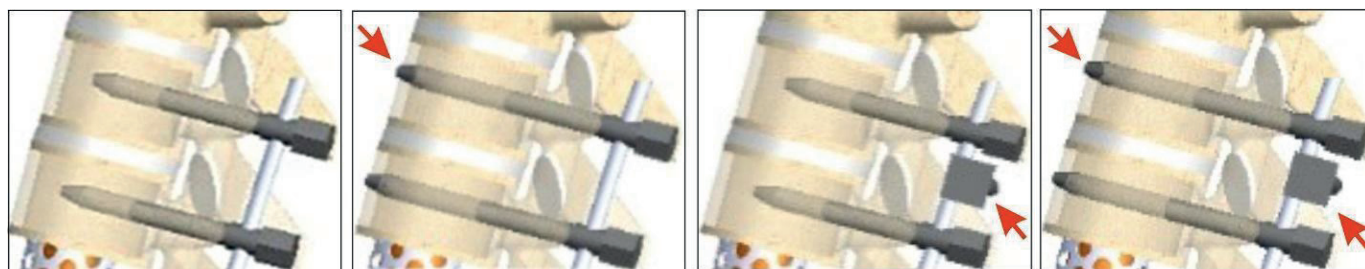
У лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України розроблено математичну скінченно-елементну модель фрагмента грудопоясничного відділу хребта людини (Th9-L5). Змодельований результат декомпресивно-стабілізуювального хірургічного втручання з тотальним видаленням переднього та заднього опорних комплексів тіл хребців Th12-L1, установкою міжтілової опори за типом вертикального циліндричного сітчастого імплантату та фіксацією транспедикулярною системою із використанням 4 пар гвинтів (у тіла хребців Th10, Th11, L2 і L3).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна і губчаста кістка, міжхребцеві диски) для математичного моделювання обрано за певними даними [13-15]. Матеріал елементів ендпротеза – титан. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [16]. Для аналізу використовували такі характеристики, як модуль пружності (модуль Юнга (**E**), коефіцієнт Пуассона (**v**) (табл. 1).

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, які використовували під час моделювання

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



а) б) в) г)

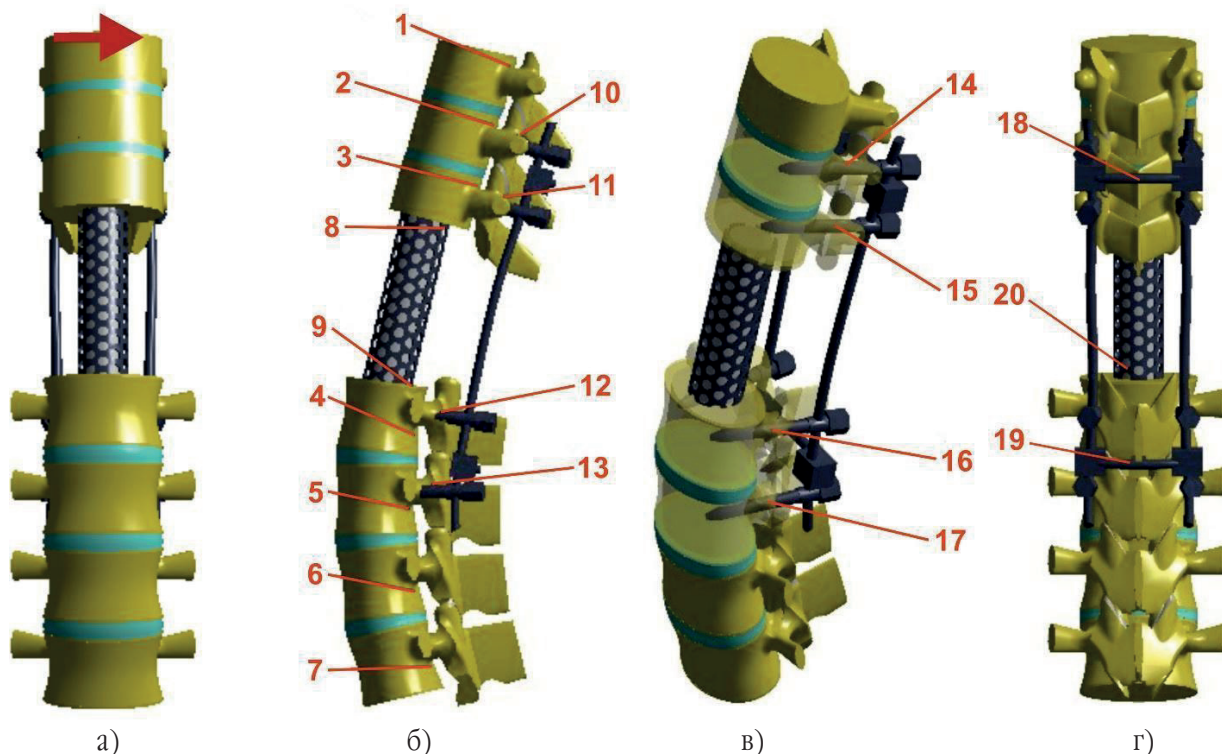
Рис. 1. Фрагмент скінченно-елементної моделі груднопоперекового відділу хребта людини, що демонструє різні варіанти фіксації: а) короткі гвинти без поперечних стяжок; б) довгі гвинти без поперечних стяжок; в) короткі гвинти з поперечними стяжками; г) довгі гвинти з поперечними стяжками. Стрілками на Б, В і Г позначено відмінності від А. Метод фіксації хребців L2 та L3 ідентичний такому для хребців Th10 і Th11 для кожної моделі (не показано)

Під час дослідження моделювали 4 варіанти транспедикулярної фіксації: з використанням коротких фіксувальних і довгих гвинтів, які перфорують передню поверхню тіла хребця (бікортикальна транспедикулярна стабілізація), а також із застосуванням двох поперечних стяжок та без них (рис. 1).

Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом згинального навантаження, що діє справа наліво та імітує нахил тулуба вліво. Вздовж дистальної поверхні диска L5 модель мала жорстке закріплення. Навантаження прикладали до тіла хребця Th9 та суглобових поверхонь його фа-

сеткових відростків. Величина навантаження становила 350 Н, що відповідає вазі верхньої частини тіла (рис. 2а) [17].

З метою дослідження змін напружено-деформованого стану моделей для реєстрації величини напруження обрано такі контрольні точки (див. рис. 2б, 2в та 2г): тіло хребця Th9 (1), тіло хребця Th10 (2), тіло хребця Th11 (3), тіло хребця L2 (4), тіло хребця L3 (5), тіло хребця L4 (6), тіло хребця L5 (7), нижня замикальна пластинка тіла хребця Th11 (8), верхня замикальна пластинка тіла хребця L2 (9), зона входу транспедикулярного гвинта в дугу хребця Th10 (10), тіло хребця Th10 (11), тіло хребця L2 (12), тіло хребця L3 (13), тіло хребця L4 (14), тіло хребця L5 (15), зона входу транспедикулярного гвинта в дугу хребця Th10 (16), тіло хребця Th10 (17), тіло хребця L2 (18), тіло хребця L3 (19), тіло хребця L4 (20).



а) б) в) г)

Рис. 2. Схема навантаження моделей та розташування контрольних точок вимірювання: а) моделювання латерофлексії; б, в, г) різні проекції моделі, що демонструють контрольні точки вимірювання (пояснення в тексті)

(10), зона входу в дугу хребця Th11 (11), зона входу в дугу хребця L2 (12), зона входу в дугу хребця L3 (13), гвинт у тілі хребця Th10 (14), гвинт у тілі хребця Th11 (15), гвинт у тілі хребця L2 (16), гвинт у тілі хребця L3 (17), поперечні стяжки між хребцями Th10 і Th11 (18), поперечні стяжки між хребцями L2 та L3 (19), тілозамінна опора (20).

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [18]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей проводили за допомогою програмного комплексу CosmosM [19].

Результати

При симуляції латерофлексії виконували послідовне навантаження описаних моделей, що дало змогу виявити певні закономірності. Аналіз на-

пружено-деформованого стану фрагмента хребта, стабілізованого з використанням **коротких гвинтів без поперечних стяжок**, демонструє максимальну величину напруження 16,9 МПа, що зафіксовано в тілі хребця L2 у зоні контакту з міжтіловою опорою, тоді як ділянка взаємодії тілозамінного імплантату із замикальною пластинкою хребця Th11 характеризується значно меншим напруженням (10,7 МПа). Серед хребців найбільш навантаженими є L4 і L5 (12,9 та 14,1 МПа відповідно). Значно менші показники зареєстровано в тілах хребців, залучених до стабілізації, при цьому краніально розташовані хребці Th10 і Th11 мали менші значення напруження, ніж каудальні L2 та L3. Також встановлено, що дистальні до місця травми хребці Th10 і L3 навантажені більше, ніж проксимальні хребці Th11 та L2. Показники напруження за Мізесом наведено в табл. 2. Для зони введення транспедикулярних гвинтів у дуги хребців характерна подібна закономірність. Так, найбільші значення зафіксовано в дугах хребців Th10 і L3 (7,2 та 14,2 МПа відповідно), у порівнянні 5,3 та 6,8 МПа, характерних для Th11 і L2.

Таблиця 2

Величина напруження у моделях грудопоперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1 за різних варіантів транспедикулярної фіксації під впливом латерофлексії

Контрольні точки		Напруження за Мізесом, МПа				
		без стяжок		зі стяжками		
№	Зона	короткі гвинти	довгі гвинти	короткі гвинти	довгі гвинти	
1	Кісткова тканина	тіло хребця Th9	1,1	1,1	1,1	1,1
2		тіло хребця Th10	3,4	3,1	3,2	3
3		тіло хребця Th11	2,0	2,5	2,0	2,2
4		тіло хребця L2	3,5	3,8	2,6	2,7
5		тіло хребця L3	8,6	9,6	7,5	8,8
6		тіло хребця L4	12,9	13,5	12,1	12,5
7		тіло хребця L5	14,1	14,4	14,0	14,3
8		низ тіла хребця Th11	10,7	10,9	10,1	10,5
9		верх тіла хребця L2	16,9	22,3	16,7	21,5
10		вхід гвинтів у дугу хребця Th10	7,2	8,0	6,1	7,3
11		вхід гвинтів у дугу хребця Th11	5,3	5,4	4,5	4,9
12		вхід гвинтів у дугу хребця L2	6,8	7,5	6,5	7,1
13		вхід гвинтів у дугу хребця L3	14,2	12,2	10,4	10,2
14	Металеві конструкції	гвинти в тілі хребця Th10	48,4	49,9	47,6	48,3
15		гвинти в тілі хребця Th11	48,3	51,9	47,5	49,6
16		гвинти в тілі хребця L2	23,3	25,8	22,6	24,3
17		гвинти в тілі хребця L3	43,5	44,8	41,2	42,5
18		стяжки між хребцями Th10 і Th11	-	-	12,4	12,5
19		стяжки між хребцями L2 і L3	-	-	9,3	9,9
20		міжтілова опора	35,7	37,2	32,5	36,5

Примітка: зеленим кольором виділено мінімальні значення, жовтим – середні, помаранчевим – максимальні

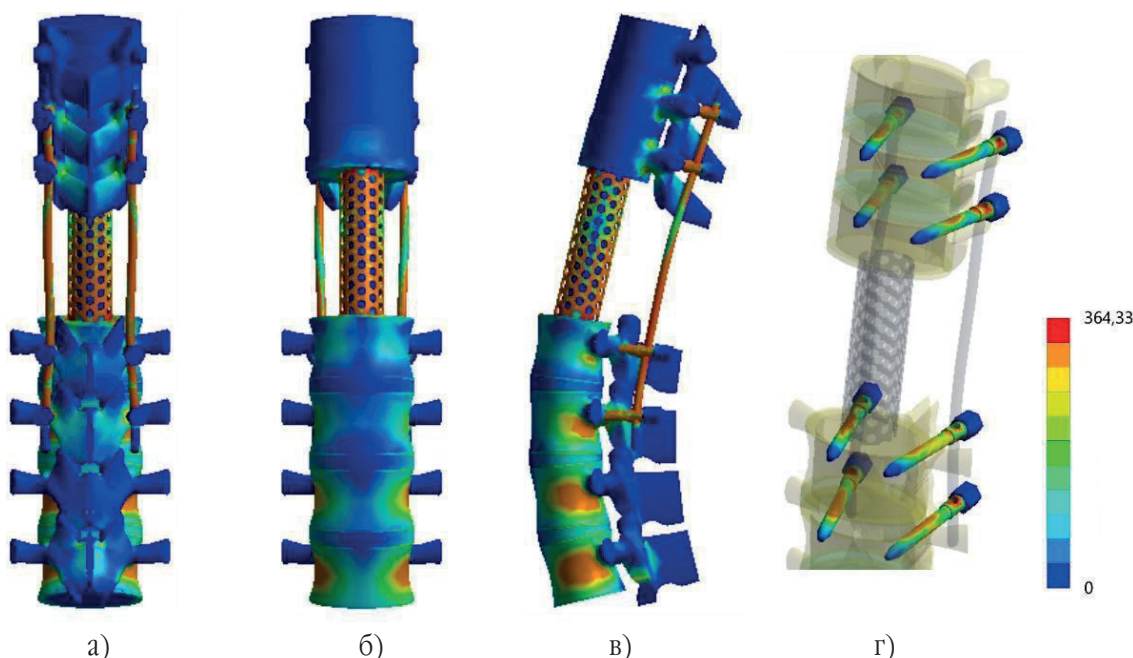


Рис. 3. Розподіл напруження під впливом латерофлексії у моделі грудноперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без поперечних стяжок: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду; в) вигляд збоку; г) візуалізація навантаження гвинтів

Щодо металевих конструкцій, то найбільш навантаженими є гвинти в тілах хребців Th10 і Th11 (48,4 та 48,3 МПа відповідно). Дещо менший показник 43,5 МПа зареєстровано на транспедикулярних гвинтах у хребці L3. Напруження на гвинтах у тілі хребця L2 вдвічі нижче від такого на інших і не перевищує 23,3 МПа. Величина навантаження між-

тілової опори становить 35,7 МПа. Дані щодо розподілу навантажень на різних елементах моделі під час симуляції латерофлексії наведено на рис. 3.

Аналіз моделі, стабілізованої з використанням **бікорттикальних транспедикулярних гвинтів без поперечних стяжок**, виявив дещо інші результати (рис. 4). Зареєстровано незначне збіль-

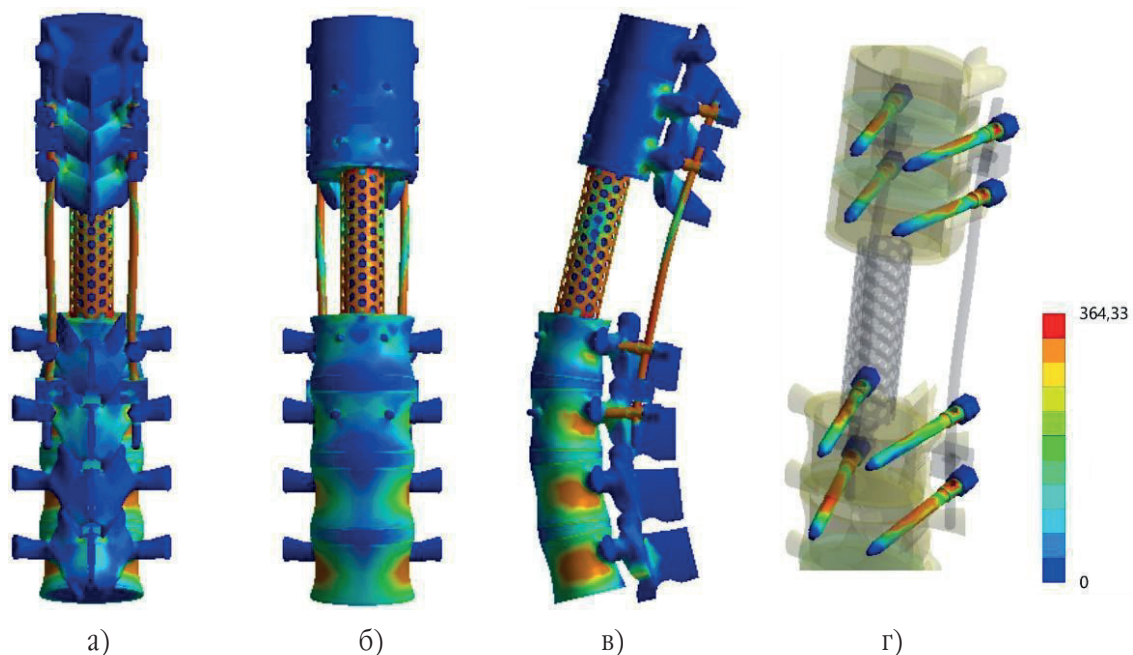


Рис. 4. Розподіл напруження під впливом латерофлексії у моделі грудноперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація бікорттикальними гвинтами без поперечних стяжок: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду; в) вигляд збоку; г) візуалізація навантаження гвинтів

шення навантаження на найбільш каудально розташовані хребці моделі (L4 і L5) – 13,5 та 14,4 МПа відповідно. Найбільшим (на 32%) у порівнянні з раніше описаною моделлю був приріст навантаження замикальної пластинки тіла хребця L2 у ділянці контакту з тілозамісним імплантатом (22,3 МПа). Це абсолютний максимум, зареєстрований для кісткових структур аналізованої моделі. Показники навантаження нижньої замикальної пластинки тіла хребця Th11 перевищували такі попередньої моделі незначно (на 1,9%) і становили 10,9 МПа. На 8,6% були більшими показники напруження в тілах хребців, залучених до стабілізації, при цьому зберігалася описана тенденція: краніальні хребці навантажені менше, ніж каудальні, а проксимальні – менше, ніж дистальні. Крім того, зареєстровано незначне зниження навантаження на корені дуг хребців у ділянці введення транспедикулярних гвинтів – сумарно на 1,2%, причому зменшення навантаження досягло лише за рахунок хребця L3, оскільки для інших хребців навантаження було дещо більшим, ніж при використанні коротких гвинтів без поперечних стяжок. Оцінка напружено-деформованого стану транспедикулярних гвинтів системи стабілізації виявила сумарне збільшення аналізованого показника на 5,4%. Найбільш навантаженими були гвинти, встановлені в тіла хребців Th10 і Th11 (49,9 та 51,9 МПа відповідно), а найменш навантаженими – гвинти, встановлені в тіло хребця L2 (25,8 МПа). Зареєстровано незначне (на 4,2%) збільшення навантаження на міжтілової опорі.

Застосування як стабілізуючої системи **коротких транспедикулярних гвинтів у поєднанні з двома поперечними стяжками** типу rod-to-rod певною мірою дає змогу знизити рівень критичного напруження як на кісткових структурах аналізованої моделі, так і на елементах металоконструкції (рис. 5). Відзначено, що найбільше напруження зберігалось на тілах хребців L4 і L5 (12,1 та 14,0 МПа відповідно). Зменшувалося навантаження на тіла фіксованих хребців – на 12,6% порівняно з використанням коротких гвинтів без стяжок та на 19,5% порівняно із застосуванням довгих гвинтів без стяжок. Показники навантаження замикальних пластинок у зоні контакту з тілозамінним імплантатом для хребців Th11 і L2 становили 10,1 та 16,7 МПа відповідно. Досить значущим було зменшення навантаження на дуги хребців у зоні контакту з гвинтами – на 18,5% порівняно з першою моделлю та на 17,5% порівняно з другою. Найбільше значення аналізованого показника зареєстрували в області дуги хребця L3 (10,4 МПа). Крім того, відзначено незначне зменшення навантаження транспедикулярних гвинтів (на 2,8% менше порівняно з першою моделлю та на 7,8% порівняно з другою). Навантаження верхньої та нижньої поперечної стяжки становило 12,4 і 9,3 МПа відповідно. Зареєстровано незначне зменшення навантаження на міжтілової опорі – на 3,2 МПа порівняно з першою моделлю та на 4,7 МПа порівняно з другою.

Четвертою моделлю був фрагмент хребта з використанням **бікортикальних транспедику-**

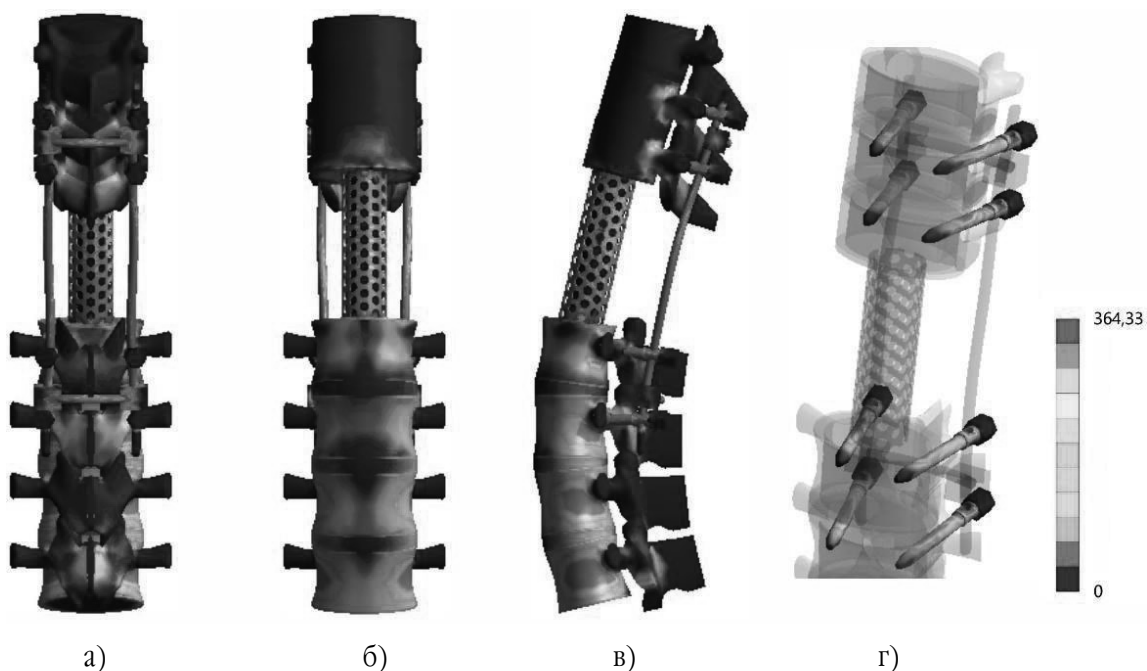


Рис. 5. Розподіл напруження під впливом латерофлексії у моделі грудноперекевого відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами із застосуванням поперечних стяжок: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду; в) вигляд збоку; г) візуалізація навантаження гвинтів

лярних гвинтів у комбінації з поперечними стяжками (рис. 6). Найбільшими значеннями навантаження характеризувалися хребці L4 і L5 (12,5 та 14,3 МПа відповідно). На 9,2% більшим порівняно з третьою моделлю було напруження у тілах стабілізованих хребців, при цьому найбільш навантаженим був хребець L3 (8,8 МПа). Зона контакту з тілозамісним імплантатом замикальних пластинок тіл хребців, суміжних із резектованими, була більш навантаженою порівняно з моделлю 3 (напруження за Мізесом вище на 0,4 МПа на нижній замикальній пластинці хребця Th11 і на 4,8 МПа – на верхній замикальній пластинці хребця L2). Крім того, сумарний показник напруження в зоні входу транспедикулярних гвинтів у дуги фіксованих хребців у моделі 4 порівняно з моделлю 3 був вище на 7,3%. Зареєстровано підвищення навантаження транспедикулярних гвинтів (на 3,7% порівняно з моделлю 3). Як і в описаних вище моделях, найбільше напруження характерне для хребців Th10 і Th11. Під час аналізу даних цього показника поперечних стяжок виявлено незначне збільшення при використанні бікортикальних гвинтів порівняно з монокортикальними. Навантаження на міжтілову опору становило 36,5 МПа.

Отже, при моделюванні латерофлексії за різних варіантів транспедикулярної стабілізації виявлено такі загальні закономірності:

- у всіх випадках найбільш навантаженими були хребці L4 та L5;

- у зоні контакту замикальних пластинок хребців, суміжних із резектованими, з міжтіловим імплантатом найбільш навантаженою була верхня замикальна пластинка хребця L2, причому застосування бікортикальних гвинтів збільшувало її навантаження в середньому на 30,3%, тоді як напруження на нижній замикальній пластинці тіла хребця Th11 мало залежало від особливостей транспедикулярної системи;

- у всіх аналізованих моделях показник напруження в тілах хребців, що беруть участь у стабілізації (Th10, Th11, L2 і L3), підпорядковується такій закономірності: нижні хребці навантажені більше, ніж верхні, а розташовані дистально – більше, ніж проксимальні. Аналогічну тенденцію зафіксовано при оцінці стану зони введення транспедикулярних гвинтів у дуги хребців;

- при оцінці стану елементів металоконструкції зазначено, що найбільш навантаженими є гвинти, встановлені в тіла верхніх двох хребців (Th10 і Th11), дещо менший показник зареєстровано для гвинта в тілі хребця L3, тоді як навантаження гвинта у тіло хребця L2 було мінімальним і становило близько 50% від максимуму. Зазначену тенденцію спостерігали незалежно від особливостей транспедикулярної фіксації;

- оцінка напружено-деформованого стану аналізованих моделей (див. табл. 2) дала підставу для висновку, що застосування довгих бікортикальних гвинтів при симуляції латерофлексії по-

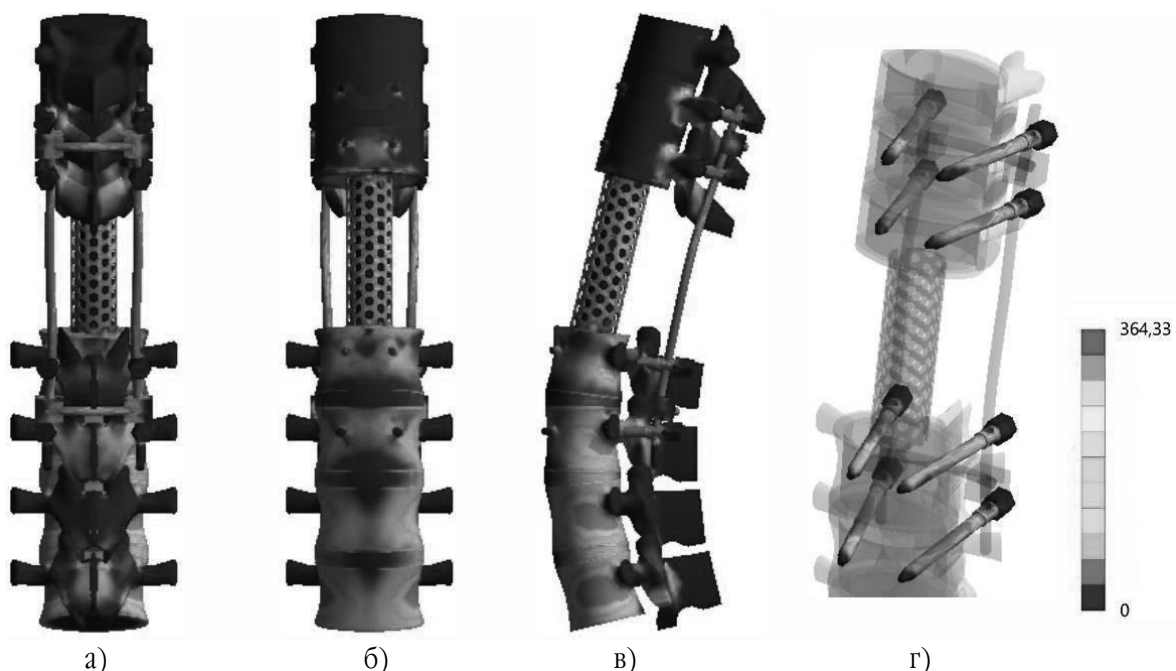


Рис. 6. Розподіл напруження під впливом латерофлексії у моделі грудноперекового відділу хребта після резекції хребців Th12-L1. Транспедикулярна фіксація бікортикальними гвинтами із застосуванням поперечних стяжок: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду; в) вигляд збоку; г) візуалізація навантаження гвинтів

рівняно з короткими гвинтами зумовлює більші значення напруження практично в усіх елементах моделі. Використання поперечних стяжок дає змогу дещо зменшити рівень критичного напруження. Таким чином, найбільш біомеханічно ефективною моделлю в нашому дослідженні був фрагмент грудопоперекового відділу, стабілізований із застосуванням монокортикальних транспедикулярних гвинтів і поперечних стяжок, найменш ефективною – фрагмент, стабілізований із використанням бікортикальних гвинтів без стяжок.

Обговорення

Використання задньої стабілізації за допомогою транспедикулярних систем є найпоширенішим методом хірургічної корекції травматичних ушкоджень ГПП. Основні завдання, що стоять перед хірургом, а саме відновлення стабільності хребта, пошкодженого як в результаті травми, так і після виконання декомпресивного етапу втручання, а також корекцію деформації в більшості випадків, розв'язують імплантацією транспедикулярної системи стабілізації. У разі значного пошкодження тіла хребця, що найхарактерніше для підтипу пошкоджень А4, спостерігається практично повна втрата опорної функції передньої колони, що потребує її відновлення тілозамісним імплантатом. Щодо ГПП цей етап хірургічного втручання може бути виконаний як із передньо-бічного, так і з задньо-бічного доступу [20, 21]. Аналіз даних літератури виявив, що у більшості випадків (при ушкодженнях підтипу А4, а також якщо таке ушкодження є компонентом травми підтипу В2, рідше – типу С) є потреба у видаленні тіла одного хребця [22]. Резекцію двох тіл виконують переважно тоді, коли ушкодження підтипу А4 тіла одного хребця комбінується з травмою підтипу А іншого суміжного хребця. У нашому дослідженні розглянуто саме цей біомеханічно найнесприятливіший варіант декомпресивно-стабілізуювального хірургічного втручання.

Про активне використання комп'ютерного моделювання біомеханіки травмованого і стабілізованого хребта свідчить велика кількість публікацій, присвячених цій тематиці. Однак проведено відносно мало досліджень методів стабілізації ГПП. Це зумовлено методологією скінченно-елементного аналізу. Так, найбільш показові та клінічно придатні до застосування результати можна отримати при порівнянні моделей із різною кількістю використаних транспедикулярних гвинтів або різних моделей імплантатів. Щодо зони ГПП, а тим більше при виконанні резекційної корпекції, актуальність короткої фіксації є сумнівною.

При аналізі доступної літератури нам не вдалося виявити дослідження подібного дизайну. Однією з найближчих за змістом робіт, які певною мірою дають змогу критично оцінити отримані результати, є публікація А. Міна та Р.А.К. Мохаммеда [23]. Використовуючи скінченно-елементну модель хребта в зоні ГПП, автори розглядали ступінь навантаження міжхребцевих дисків при резекції тіла L1 та стабілізації транспедикулярними системами з різною кількістю фіксувальних гвинтів. Отримані дослідниками дані свідчать, що при фіксації по два хребці вище і нижче за резектоване тіло хребця і моделюванні латерофлексії навантаження на краніальні сегменти менше, ніж на каудальні.

Результати проведеного нами моделювання демонструють, що застосування поперечних стяжок незалежно від довжини транспедикулярного гвинта дає змогу більш рівномірно розподілити навантаження різних елементів моделі та зменшити критичне напруження, що узгоджується з даними літератури [24-26]. З іншого боку, біомеханічна доцільність монокортикального гвинта порівняно з бікортикальним може видатися суперечливою. У низці публікацій продемонстровано, що застосування бікортикальної стабілізації дає змогу певною мірою збільшити надійність фіксації [10, 27]. Автори зазначають, що такий метод встановлення металоконструкції потребує більшого дистракційного зусилля для виникнення неспроможності стабілізації. Очевидно, що цей момент є найкритичнішим для остеопоротичного хребта. За відсутності клінічно значущого остеопорозу за інших однакових умов, згідно з літературними даними, ймовірність фрагментації металоконструкції значно вища за таку екстракції гвинта [28-30]. Відповідно, рутинне використання бікортикальної стабілізації при травматичному пошкодженні ГПП за відсутності остеопорозу недоцільне, принаймні щодо навантажень у вигляді бічного нахилу. Остаточна оцінка біомеханічної обґрунтованості певного методу стабілізації може бути проведена лише при порівнянні результатів усіх проб навантаження, що потребує подальших досліджень.

Висновки

При бічному нахилі монокортикальні транспедикулярні гвинти зумовлюють нижчі показники критичного навантаження порівняно з довгими гвинтами в усіх контрольних точках моделі. Поперечні стяжки у поєднанні як із короткими, так і з довгими гвинтами сприяють зниженню величини напруження. Щодо латерофлексії – використання

монокортикальних транспедикулярних гвинтів у поєднанні з поперечними стяжками є найбільш біомеханічно ефективним.

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

References

1. Platt H. Fractures and Dislocations of the Spine. *British medical journal*. 1938;2(4065):1155-1158. DOI: 10.1136/bmj.2.4065.1155, PMID: 20781938.
2. Xu GJ, Li ZJ, Ma JX, Zhang T, Fu X, Ma XL. Anterior versus posterior approach or treatment of thoracolumbar burst fractures: a meta-analysis. *Eur Spine J*. 2013;22(10):2176-2183. DOI: 10.1007/s00586-013-2987-y, PMID: 24013718.
3. Davis AG. Fractures of the spine. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1929;11(1):133-156.
4. Kelly RP, Whitesides TE, Jr. Treatment of lumbodorsal fracture-dislocations. *Ann Surg*. 1968;167(5):705-717. DOI: 10.1097/00000658-196805000-00009, PMID: 5646292.
5. Hodgson AR, Stock FE. Anterior spinal fusion a preliminary communication on the radical treatment of Pott's disease and Pott's paraplegia. *The British journal of surgery*. 1956;44(185):266-275. DOI: 10.1002/bjs.18004418508, PMID: 13383153.
6. King D. Internal fixation for lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg Am*. 1948;30a(3):560-565. PMID: 18109577.
7. Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg Br*. 1959;41-b(2):248-259. DOI: 10.1302/0301-620x.41b2.248, PMID: 13641310.
8. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res*. 1986(203):7-17. PMID: 3955999.
9. Liu J, Yang S, Lu J, Fu D, Liu X, Shang D. Biomechanical effects of USS fixation with different screw insertion depths on the vertebrae stiffness and screw stress for the treatment of the L1 fracture. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2018;31(2):285-297. DOI: 10.3233/bmr-169692, PMID: 29332029.
10. Shibasaki Y, Tsutsui S, Yamamoto E, Murakami K, Yoshida M, Yamada H. A bicortical pedicle screw in the caudad trajectory is the best option for the fixation of an osteoporotic vertebra: An in-vitro experimental study using synthetic lumbar osteoporotic bone models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;72:150-154. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.12.013, PMID: 3187753.
11. Cornaz F, Widmer J, Snedeker JG, Spirig JM, Farshad M. Cross-links in posterior pedicle screw-rod instrumentation of the spine: a systematic review on mechanical, biomechanical, numerical and clinical studies. *Eur Spine J*. 2021;30(1):34-49. DOI: 10.1007/s00586-020-06597-z, PMID: 33009949.
12. Nekhlopochyn OS, Verbov VV, Karpinsky MY, Yaresko OV. Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth and role of cross-link in thoracolumbar junction fracture surgery: a finite element study under compressive loads. *Ukrainian Neurosurgical Journal*. 2021;27(3):25-32. DOI: 10.25305/unj.230621.
13. Nekhlopochin A, Nekhlopochin S, Karpinsky M, Shvets A, Karpinskaya E, Yaresko A. Mathematical Analysis and Optimization of Design Characteristics of Stabilizing Vertebral Body Replacing Systems for Subaxial Cervical Fusion Using the Finite Element Method. *Hirurgiâ pozvonočnika*. 2017;14(1):37-45. DOI: 10.14531/ss2017.1.37-45.
14. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001.

15. Vossaccio A, Pappalettere C. Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. In: Klika V, editor. *Theoretical Biomechanics* 2011.
16. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1(1):30-42. 8/24/2022: DOI:10.1016/j.jmbbm.2007.07.001, PMID: 19627769.
17. Образцов ИФ, Адамович ИС, Барер ИС. Проблемы прочности в биомеханике : учеб. пособие для технич. и биолог. спец. ВУЗ. Москва Высшая школа; 1988. Obratsov IF, Adamovich IS, Barer IS. *Problemy prochnosti v biomekhanike*. Moscow: Vysshaya shkola; 1988. [in Russian].
18. Зенкевич ОК. Метод конечных элементов в технике. Москва: Мир; 1975. Zenkevich OK. *Metod konechnykh elementov v tekhnike*. Moscow: Mir; 1975. [in Russian].
19. Алямовский АА. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ Методом конечных элементов. Москва: ДМК Пресс; 2004. Alyamovskiy AA. *SolidWorks/COSMOSWorks. Inzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov*. Moscow: DMK Press; 2004. [in Russian].
20. Ghanayem AJ, Zdeblick TA. Anterior instrumentation in the management of thoracolumbar burst fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1997(335):89-100. PMID: 9020209.
21. Hoffmann C, Spiegl UJ, Paetzold R, Devitt B, Hauck S, Weiss T, et al. Long-term results after thoracoscopic anterior spondylodesis with or without posterior stabilization of unstable incomplete burst fractures of the thoracolumbar junction: a prospective cohort study. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2020;15(1):412. DOI: 10.1186/s13018-020-01807-2, PMID: 32933516.
22. Vicenty JC, Saavedra FM, Vigo JA, Pastrana EA. Circumferential Stabilization of the Thoracolumbar Junction Via Posterior-Only Approach for the Management of Burst Fractures. *Puerto Rico health sciences journal*. 2018;37(4):224-229. PMID: 30548059.
23. Mina A, Mohammed RAK. Biomechanical Evaluation of Segmental Pedicle Screw Fixation in Thoracolumbar Fracture: A Finite Element Study. *Orthopedics and Rheumatology Open Access Journal*. 2018;12(3). DOI: 10.19080/oroaj.2018.12.555838.
24. Kuklo TR, Dmitriev AE, Cardoso MJ, Lehman RA, Jr., Erickson M, Gill NW. Biomechanical contribution of transverse connectors to segmental stability following long segment instrumentation with thoracic pedicle screws. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008;33(15):E482-487. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31817c64d5, PMID: 18594445.
25. Wang T, Cai Z, Zhao Y, Wang W, Zheng G, Wang Z, et al. The Influence of Cross-Links on Long-Segment Instrumentation Following Spinal Osteotomy: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg*. 2019;123:e294-e302. DOI: 10.1016/j.wneu.2018.11.154, PMID: 30496922.
26. Lynn JA, Mukherjee DP, Kruse RN, Sadasivan KK, Albright G. Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation. The effect of crosslinks. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(14):1568-1572; discussion 1573. 24.08.2022: 10.1097/00007632-199707150-00007, PMID: 9253090.
27. Xu C, Hou Q, Chu Y, Huang X, Yang W, Ma J, et al. 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, PMID: 32635944.

28. Chen C-S, Chen W-J, Cheng C-K, Jao S-HE, Chueh S-C, Wang C-C. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Medical Engineering yscs*. 2005;27(6):487-496. DOI: 10.1016/j.medengphy.2004.12.007.

29. Galbusera F, Volkheimer D, Reitmaier S, Berger-Roscher N, Kienle A, Wilke HJ. Pedicle screw loosening: a clinically rel-

evant complication? *Eur Spine J*. 2015;24(5):1005-1016. DOI: 10.1007/s00586-015-3768-6, PMID: 25616349.

30. Matsuzaki H, Tokuhashi Y, Matsumoto F, Hoshino M, Kiuchi T, Toriyama S. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990;15(11):1159-1165. DOI: 10.1097/00007632-199011010-00014, PMID: 2267611.

Biomechanical State of the Operated Thoracolumbar Junction in Lateroflexion

Nekhlupochyn O.S.¹, Cheshbuk Ye.V.^{1,2}, Vorodi M.V.^{1,2}, Tsymbaliuk Ya.V.¹, Karpinskyi M.Yu.³, Yaresko O.V.³

¹SI "Romodanov Neurosurgery Institute of NAMS of Ukraine", Kyiv

²Department of Neurosurgery of Bogomolets National Medical University, Kyiv

³SI "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMS of Ukraine", Kharkiv

Summary. The zone of the thoracolumbar junction is the most susceptible to traumatic injuries due to anatomical and physiological features. Accordingly, the stabilization of this section of the spine requires high reliability. **Objective:** to study the stress-strain state of the model of the thoracolumbar spine after resection of Th12-L1 vertebrae with different types of transpedicular fixation under lateroflexion. **Materials and Methods.** Mathematical finite element model of a fragment of the human thoracolumbar spine (Th9-L5) was developed. We modeled the result of decompressive-stabilizing surgery with total removal of Th12-L1 vertebrae including installation of vertebral body replacing implant and fixation with a transpedicular system using 4 pairs of screws. Lateroflexion was modeled by applying a load of 350 N. **Results.** When evaluating the model without crosslinks and using monocortical pedicle screws, it was found that the maximum loading values in Th10, Th11, L2, and L3 vertebral bodies were 3.4, 2.0, 3.5, and 8.6 MPa, respectively; loading on pedicle screws installed in the indicated vertebrae was 48.4, 48.3, 23.3 and 43.5 MPa. When using bicortical screws without crosslinks in the vertebral bodies, the values were 3.1, 2.5, 3.8, 9.6 MPa and 49.9, 51.9, 25.8, 44.8 MPa, respectively; when using a combination of short screws and crosslinks in the vertebral bodies, the values were 3.2, 2.0, 2.6, 7.5 MPa and 47.6, 47.5, 22.6, 41.2 MPa, respectively; when using crosslinks and bicortical screws, the values were 3.0, 2.2, 2.7, 8.8 MPa and 48.3, 49.6, 24.3, 42.5 MPa, respectively. **Conclusions.** In lateroflexion, monocortical pedicle screws cause lower critical loading rates compared to long screws at all control points of the model. Crosslinks help to reduce stress levels. The use of monocortical pedicle screws in combination with transverse ties seems to be the most biomechanically effective in lateroflexion.

Key words: finite element model; thoracolumbar junction; corporectomy; bicortical transpedicular stabilization; crosslink; lateroflexion.