

УДК 616.711-001.6-089.22:004.94](045)=161.2=111

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023414-21>

Біомеханічні аспекти транспедикулярної фіксації зони грудопоперекового переходу: вплив латерофлексії

О. С. Нехлопочин¹, В. В. Вербов¹, Є. В. Чешук¹,
М. Ю. Карпінський², О. В. Ярьсько²

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

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

The paradigm shift in surgery of the injured spine during the last few decades is characterized by the active implementation of the principle of stabilization without fusion. This approach significantly expands the possibilities of surgical interventions in terms of the completeness of decompression and spinal axis restoration, but also it determines higher requirements for the reliability of the fixation systems and the uniformity of load distribution on both metal systems and bone structures. Objective. To determine the features of load distribution in the area of the thoracolumbar junction after resection of one vertebra, as well as the effect of the transpedicular screw length and cross-links of the stabilization system. Methods. Mathematical finite-element model of the thoracolumbar human spine was developed. The model simulated the state after surgical treatment of a traumatic injury to the thoracolumbar junction with significant damage to the body of the Th_{XII} vertebra. We studied 4 variants of transpedicular fixation (using monocortical screws and long bicortical screws, as well as two cross-links and without them). Results. When analyzing the stress-strain state of the model, we found that the most loaded bone structures during lateroflexion are the vertebral bodies. For the L_{II} vertebral body, the load values were 17.2, 16.2, 16.3, and 15.5 MPa, respectively, for models with monocortical screws without cross-links, bicortical screws without cross-links, monocortical screws and cross-links, and bicortical screws and cross-links. The peak loads on the transpedicular screws were recorded on those implanted in the body of the Th_{XI} vertebra (24.8, 25.7, 22.8 and 24.3 MPa, respectively, for the considered models) and in the body of the L_{II} vertebra (20.2, 24.6, 19, 7 and 23.7 MPa). Conclusions. The use of long transpedicular screws causes less stress on the bony elements than the short screws. At that time stresses on the screws themselves and the bone tissue around them increase. Cross-links help to reduce stress at all control points on models with both short and long transpedicular screws. Keywords. Finite element model, thoracolumbar junction, corpectomy, bicortical transpedicular stabilization, cross-links, lateroflexion.

Зміна поглядів на хірургію травмованого хребта протягом останніх декількох десятиліть характеризується активним упровадженням принципу стабілізації без консолідації. Це значно розширює можливості втручання щодо повноти декомпресії та повноцінності відновлення осі хребта, але висуває підвищені вимоги до надійності фіксувальних систем і рівномірності розподілу навантаження на металоконструкцію і кісткові структури. Мета. Вивчити особливості розподілу навантаження на моделі грудопоперекового переходу в разі резекції одного хребця, а також залежно від довжини транспедикулярного гвинта і поперечних стяжок системи стабілізації. Методи. Розроблено математичну скінченно-елементну модель грудопоперекового відділу хребта людини, яка імітує стан після хірургічного лікування його травматичного ушкодження зі значним ураженням тіла хребця Th_{XII}. Дослідили 4 варіанти транспедикулярної фіксації (із використанням монокіркових фіксувальних і довгих біокіркових гвинтів, а також двох поперечних стяжок і без них). Результати. Аналіз напружено-деформованого стану моделі виявив, що найнавантаженишими кістковими структурами за латерофлексії є тіло хребця L_{II}, де величина навантаження становила 17,2; 16,2; 16,3 та 15,5 МПа, відповідно для моделей із монокірковими гвинтами без поперечних стяжок, бікірковими гвинтами без стяжок, монокірковими гвинтами та стяжками, бікірковими гвинтами й стяжками. Пікові навантаження на транспедикулярних гвинтах зафіксовано на імплантованих у тіло хребця Th_{XI} (24,8; 25,7; 22,8 і 24,3 МПа, відповідно для розглянутих моделей) та в тіло хребця L_{II} (20,2; 24,6; 19,7 і 23,7 МПа). Висновки. Використання довгих транспедикулярних гвинтів за нахилу вбік спричиняє менше напруження в кісткових елементах, ніж у моделі з короткими гвинтами, але на самих гвинтах і кістковій тканині навколо них напруження зростають. Поперечні стяжки сприяють зниженню напруження в усіх контрольних точках моделей як із короткими, так і з довгими фіксувальними гвинтами.

Ключові слова. Скінченно-елементна модель, грудопоперековий перехід, корпоректомія, бікіркова транспедикулярна стабілізація, поперечна стяжка, латерофлексія

Вступ

Травматичні ушкодження хребта — медико-соціальна проблема. Вони займають третє місце в структурі ушкоджень опорно-рухового апарата й характеризуються високими показниками інвалідизації та стійкої втрати працездатності. Зростання кількості випадків дорожньо-транспортного та виробничого травматизму, а також падіння з висоти зумовлює збільшення чисельності постраждалих із ушкодженнями хребтового стовпа різного ступеня та характеру. На початку ХХ ст. на частку травм хребта припадало близько 0,33 % від загальної кількості всіх травматичних ушкоджень, а в 1930-ті роки — 5,0; у 1940–1950-ті роки — понад 6,0 % [1, 2]. За інформацією Global Burden of Disease, у 2019 р. в Україні зареєстровано близько 90 тис. первинних травматичних ушкоджень хребта (понад 200 випадків на 100 тис. населення або 4,12 % від загальної кількості всіх переломів) [3].

Відомо, що понад 90 % травм хребта мають непрямий характер і спричинюють ушкодження найбільш біомеханічно вразливих відділів хребта, якими здебільшого є шийний відділ і зона грудопоперекового переходу (ГПП) [4]. Травмування остеолігаментозного апарата одного або декількох хребтно-рухових сегментів призводить до часткової або повної втрати їхньої стабільності, опорної функції, порушення осі, у низці випадків — до компресії кістковими фрагментами або зміщеними кістковими структурами нервових утворень хребтового каналу, що може спричинити неврологічний дефіцит. Відповідно, основними завданнями хірургічного втручання є стабілізація, декомпресія та корекція осі хребта, водночас обсяг і необхідність кожного із цих етапів визначають індивідуально залежно від особливостей ушкодження. Протягом тривалого часу досягнення вторинно стабільного спондилодезу фактично було обов'язковим критерієм успішно проведеної оперативної корекції більшості травматичних ушкоджень хребтового стовпа.

Упровадження в практичну охорону здоров'я нових ефективних методик інтраопераційної візуалізації, а також удосконалення систем стабілізації, які імплантуються, сприяли зміні стратегічних підходів та окремих технічних аспектів виконання хірургічних втручань у постраждалих із травматичними ушкодженнями хребта. Аналіз

обсягу надання медичної допомоги постраждалим із травмами хребта, зокрема ділянки грудопоперекового переходу, в історичному аспекті виявив розширення показань до виконання хірургічної корекції та збільшення кількості цих втручань за значних деструкцій. Розроблено малоінвазивні та гібридні (у поєднанні з цементопластикою) втручання, які дають змогу досягти максимального клінічного ефекту за мінімальної травматизації для лікування великої кількості видів ушкоджень [5, 6]. За цих обставин може складатися ситуація, коли не можливо досягти справжнього (вторинного) спондилодезу за рахунок кісткового регенерату.

Зміна парадигми хірургії травмованого хребта протягом останніх декількох десятиліть характеризується активним упровадженням принципу стабілізації без зрощення (*stabilization without fusion*). Це значно розширює можливості оперативних втручань щодо повноти декомпресії та повноцінності відновлення осі хребта, але висуває більші вимоги до надійності фіксувальних систем і рівномірності розподілу навантаження як на металоконструкцію, так і на кісткові структури [7]. Ділянка ГПП — одна з найушкоджених зон хребта, тому саме цей підхід можна використовувати в разі травм типу А3 і А4 (велика фрагментація тіла хребця потребує видалення більшої частини кісткових уламків для декомпресії) або типу С (відновлення осі неможливе без часткової або повної резекції тіла ушкодженого хребця). Застосування телескопічних тілозамінних систем значно полегшує відновлення опорної функції.

Наразі зазначені хірургічні втручання дедалі ширше використовують у клінічній практиці, оскільки вони асоціюються з кращими показниками якості життя постраждалих у віддалений період після травми. Проте біомеханічну складову, що визначає особливості навантаження фіксованого відділу хребта і, відповідно, надійність тривалої фіксації, мало вивчено. У попередніх публікаціях розглянуто біомеханічні характеристики стабілізованого фрагмента ГПП у разі резекції тіла хребця Th_{xII} під дією флексійних та екстензійних навантажень [8, 9]. Нами вивчено особливості навантаження кісткових структур та елементів металоконструкції в разі асиметричного навантаження — латерофлексії.

Мета: вивчити особливості розподілу навантаження на моделі грудопоперекового переходу

в разі резекції одного хребця, а також залежно від довжини транспедикулярного гвинта і поперечних стяжок системи стабілізації.

Матеріал і методи

Оскільки біомеханічне дослідження ефективності різних варіантів фіксації потребує вичерпної інформації про розподіл напруження та деформацію великої кількості структур як кісткових, так і металевих, використання для аналізу методу скінченних елементів вважали найдоцільнішим.

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України» було розроблено математичну скінченно-елементну модель грудопоперекowego відділу хребта людини, яка містила хребці $Th_{IX}-Th_{XI}$ та L_1-L_5 , а також елементи металокопструкцій — міжтілову опору та транспедикулярну 8-гвинтову систему стабілізації. Хребець Th_{XII} було видалено. Модель імітувала стан після хірургічного лікування травматичного ушкодження ділянки ГПП зі значним ураженням тіла хребця Th_{XII} , що потребує не лише задньої декompresії та стабілізації, а і заміщення опорної функції тіла хребця — встановлення тілозамінного імплантата.

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, використаних під час моделювання

Матеріал	Модуль Юнга, E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кіркова кістка	10 000	0,30
Губчаста кістка	450	0,20
Суглобовий хрящ	105,5	0,49
Міжхребцеві диски	4,2	0,45
Титан BT-16	110 000	0,30

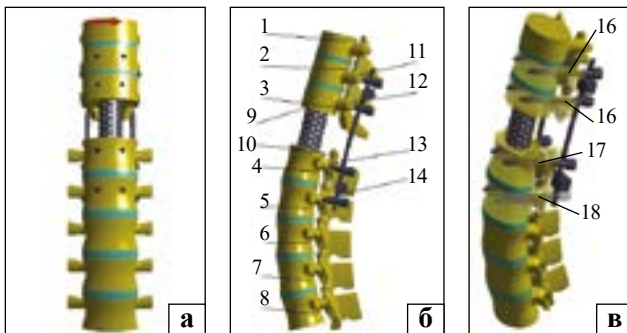


Рис. 1. Схема навантаження моделей (а) та розташування контрольних точок (б, в). Пояснення в тексті

Моделювали різні варіанти транспедикулярної фіксації: із використанням транспедикулярних гвинтів стандартної довжини, занурених у тіло хребця на 2/3, або довгих бікіркових гвинтів, які проходять крізь внутрішній корковий шар передньої поверхні тіла хребця, а також двох поперечних стяжок та без них. Отже, досліджувана модель мала 4 модифікації: 1) монокіркові гвинти без поперечних стяжок; 2) бікіркові гвинти без поперечних стяжок; 3) монокіркові гвинти та дві поперечні стяжки; 4) бікіркові гвинти та дві поперечні стяжки. Детальний опис і характеристики моделі наведено в попередніх публікаціях [8, 9].

Під час моделювання матеріал уважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин (кіркова та губчаста кістки, міжхребцеві диски) для математичного моделювання обрано за даними [10, 11]. Матеріал елементів металокопструкцій — титан. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали з технічної літератури [12]. Для аналізу використовували такі характеристики, як E — модуль пружності (модуль Юнга), ν — коефіцієнт Пуассона. Інформацію щодо механічних характеристик матеріалів наведено в табл. 1.

Вивчали напружено-деформований стан моделей під впливом згинального навантаження, що діє справа наліво й імітує нахил тулуба вліво, уздовж дистальної поверхні диска L_5 модель мала жорстке закріплення. Навантаження прикладали до тіла хребця Th_{IX} та правого фасеткового суглоба. Величина навантаження — 350 Н. Схему навантаження моделей наведено на рис. 1, а.

Для зручності дослідження змін напружено-деформованого стану моделей залежно від способу транспедикулярної фіксації визначали величину напруження на контрольних точках: 1 — тіло хребця Th_{IX} ; 2 — тіло хребця Th_X ; 3 — тіло хребця Th_{XI} ; 4 — тіло хребця L_1 ; 5 — тіло хребця L_2 ; 6 — тіло хребця L_3 ; 7 — тіло хребця L_4 ; 8 — тіло хребця L_5 ; 9 — нижня замикальна пластинка тіла хребця Th_{XI} ; 10 — верхня замикальна пластинка тіла хребця L_1 ; 11 — вхід гвинтів у дугу хребця Th_X ; 12 — вхід гвинтів у дугу хребця Th_{XI} ; 13 — вхід гвинтів у дугу хребця L_1 ; 14 — вхід гвинтів у дугу хребця L_2 ; 15 — гвинти у тілі хребця Th_X ; 16 — гвинти у тілі хребця Th_{XI} ; 17 — гвинти у тілі хребця L_1 ; 18 — гвинти у тілі хребця L_2 ; 19 — стяжки між гвинтами в тілах хребців Th_X і Th_{XI} ; 20 — стяжки між гвинтами в тілах хребців L_1-L_2 ; 21 — міжтілова опора.

Аналіз напружено-деформованого стану моделей проводили з використанням методу скінченних елементів. Критерієм його оцінювання було напруження за Мізесом [13]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks (Dassault Systemes, Франція). Розрахунки напружено-деформованого стану моделей здійснювали за допомогою програмного комплексу CosmosM [14].

Результати

У моделі зі застосуванням транспедикулярної фіксації короткими гвинтами без поперечних стяжок (рис. 2) максимальні величини напруження 17,2 і 17,5 МПа зафіксовано в тілах хребців L_{II} та L_{IV} відповідно. У зонах контакту міжтілової опори з тілами хребців максимальний показник (12,9 МПа) зареєстровано на верхній замикальній пластинці тіла хребця L_I , тоді як на нижній замикальній пластинці тіла хребця Th_{XI} величина напруження була значно меншою (6,2 МПа). Навколо фіксуючих гвинтів максимальне напруження (7,3 МПа) виникало в хребці L_{II} . В інших хребцях цей показник становив від 3,5 до 3,9 МПа.

Щодо металевих конструкцій найбільш навантаженими були гвинти в тілах хребців Th_X і Th_{XI} (21,2 та 24,8 МПа відповідно), дещо менше напруження зареєстровано на фіксуючому гвинті в хребці L_{III} (20,2 МПа). Величина напруження в міжтілової опори — 32,7 МПа.

Використання довгих гвинтів системи стабілізації без поперечних стяжок (рис. 3) незначно зменшувало величину напруження в усіх контрольних точках за винятком зони навколо фіксуючих гвинтів, де зафіксовано підвищення напруження на 10 %, що є наслідком його зростання на фіксуючих гвинтах. Так, показники для коренів дуг хребців Th_X , Th_{XI} , L_I та L_{II} становили 8,0; 5,4; 7,5 та 12,2 МПа, відповідно. Крім того, така модифікація моделі характеризувалася найбільшими, порівняно з іншими варіантами, показниками напруження в транспедикулярних гвинтах, що має принципове значення для прогнозування спроможності фіксації у віддалений період.

Застосування поперечних стяжок разом із короткими фіксуючими гвинтами (рис. 4) позитивно вплинуло на напружено-деформований стан моделі, зокрема сприяло зниженню величини максимального напруження в усіх контрольних точках. Найбільшу різницю зареєстровано в зонах входу гвинтів у корені дуг. Зменшення напруження в цих ділянках порівняно з використанням коротких гвинтів без поперечних стяжок у серед-

ньому становило 11,8 %. Крім того, застосування поперечних фіксаторів дало змогу знизити навантаження на транспедикулярні гвинти в середньому на 7,0 %. Напруження на стяжках — 21,7 та 17,2 МПа на верхній і нижній, відповідно.

Поперечні стяжки в комбінації з довгими фіксуєчими гвинтами (рис. 5) за нахилу тулуба вліво також сприяли зниженню напруження в усіх контрольних точках моделі порівняно з моделлю без стяжок. Найбільшу різницю (170 %) зареєстровано в коренях дуг хребців. Порівняно з моделлю з фіксацією короткими гвинтами з поперечними стяжками, використання бікіркових гвинтів продемонструвало незначну біомеханічну перевагу.

Інформацію щодо величини напруження в усіх контрольних точках моделей транспедикулярної фіксації наведено в табл. 2.

Порівняння показників напруження під впливом навантаження, яке імітує нахил тулуба вліво, у контрольних точках на кісткових елементах моделей транспедикулярної фіксації (рис. 6) виявило певні відмінності між варіантами транспедикулярної фіксації та тенденцію до зниження показників за використання довгих гвинтів і поперечних стяжок. Вартий уваги той факт, що в разі застосування довгих фіксуєчих гвинтів без поперечних стяжок значно підвищувалося напруження в тілах хребців навколо гвинтів.

Установлено, що в разі нахилу тулуба вліво величина напруження в металевих елементах у різних варіантах транспедикулярної фіксації відрізняється незначно (рис. 7). У більшості контрольних точок комбінація монокіркових гвинтів і поперечних стяжок демонструвала найменші показники напруження.

Обговорення

Через малу кількість публікацій неможливо зіставити отримані нами результати з показниками інших дослідників. Незважаючи на широке застосування методу скінченно-елементного аналізу під час моделювання корекції різних патологічних станів опорно-рухового апарату людини в цілому і зокрема ушкоджень хребта, не вдалося виявити досліджень, порівнянних за дизайном із проведеним нами. Ймовірно, це пояснюється значною варіабельністю підходів до хірургічної корекції травматичних ушкоджень ГПП. Деякі автори дотримуються максимально консервативної тактики, стверджуючи, що резекція тіла хребця в разі переломів недоцільна, а задня стабілізація за відповідної післяопераційної реабілітації дає змогу досягти адекватної консолідації фрагментів [15].

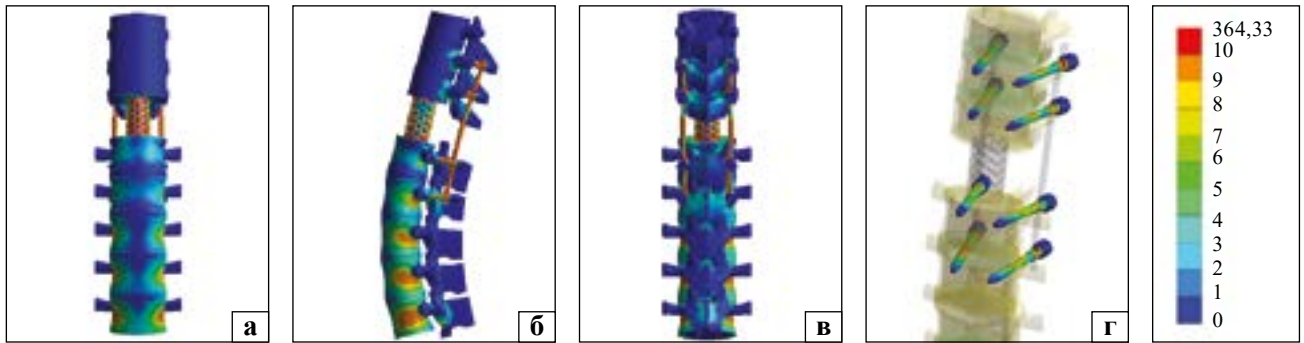


Рис. 2. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта після резекції хребця Th_{XII} під впливом навантаження, яке імітує нахил тулуба вліво. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без поперечних стяжок (модифікація моделі № 1): а — вигляд спереду; б — вигляд збоку; в — вигляд ззаду; г — гвинти

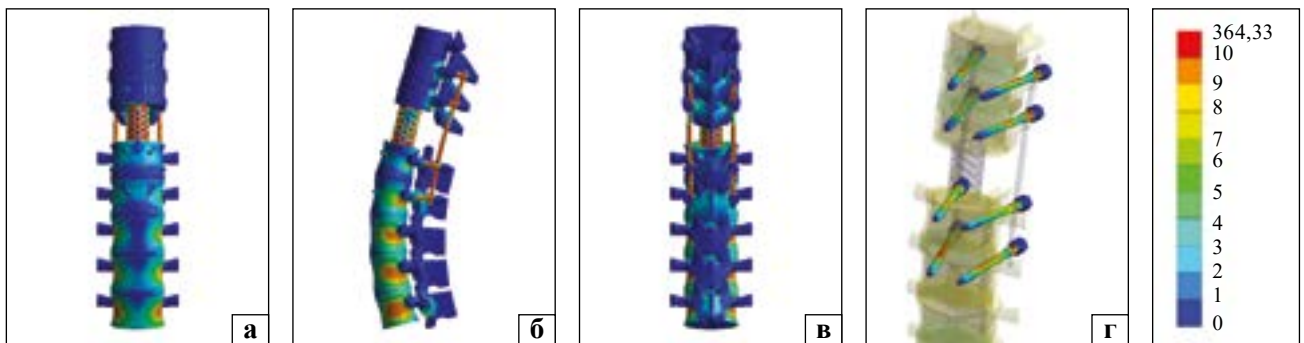


Рис. 3. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта після резекції хребця Th_{XII} під впливом навантаження, яке імітує нахил тулуба вліво. Транспедикулярна фіксація бікорковими гвинтами без поперечних стяжок (модифікація моделі № 2): а — вигляд спереду; б — вигляд збоку; в — вигляд ззаду; г — гвинти

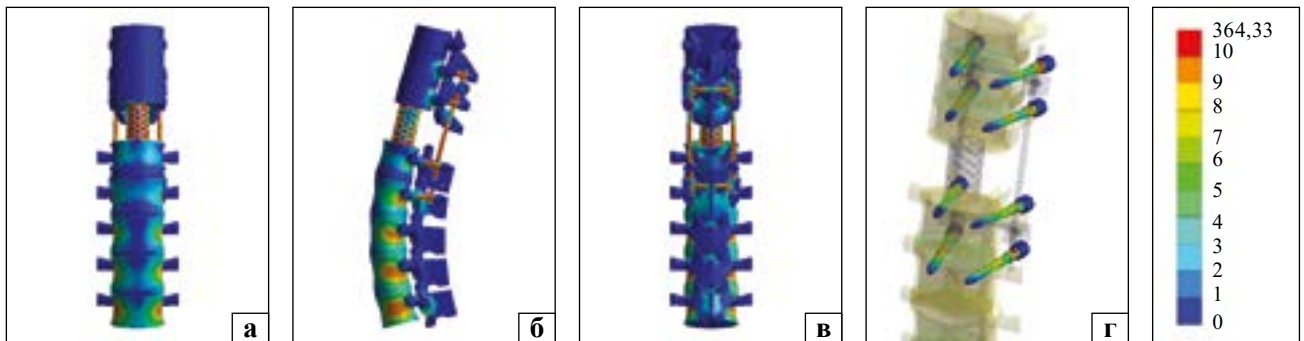


Рис. 4. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта після резекції хребця Th_{XII} під впливом навантаження, яке імітує нахил тулуба вліво. Транспедикулярна фіксація монокорковими гвинтами за наявності в системі поперечних стяжок (модифікація моделі № 3): а — вигляд спереду; б — вигляд збоку; в — вигляд ззаду; г — гвинти

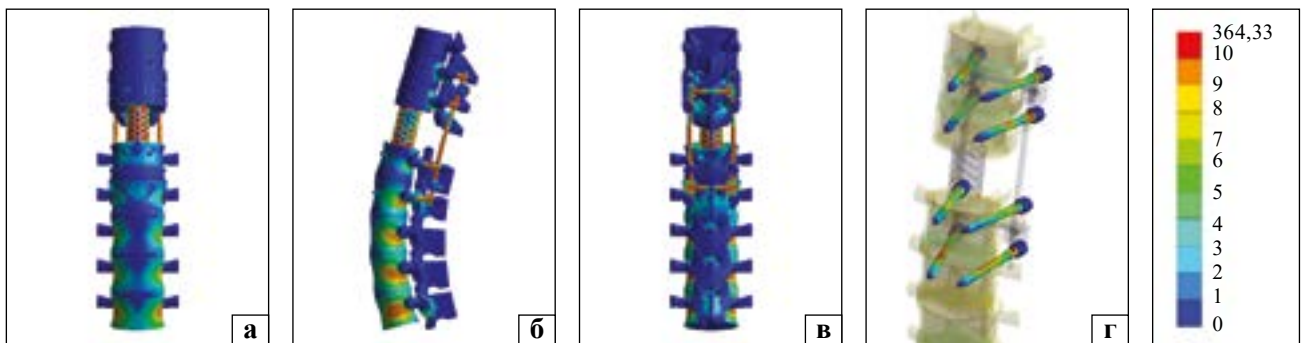


Рис. 5. Розподіл напруження в моделі груднопоперекового відділу хребта після резекції хребця Th_{XII} під впливом навантаження, яке імітує нахил тулуба вліво. Транспедикулярна фіксація бікорковими гвинтами за наявності в системі поперечних стяжок (модифікація моделі № 4): а — вигляд спереду; б — вигляд збоку; в — вигляд ззаду; г — гвинти

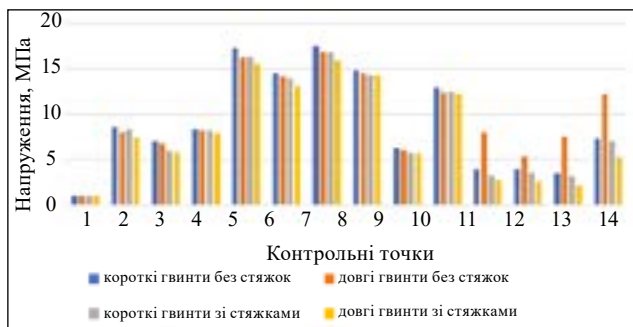


Рис. 6. Величина напруження в контрольних точках на кісткових елементах моделей

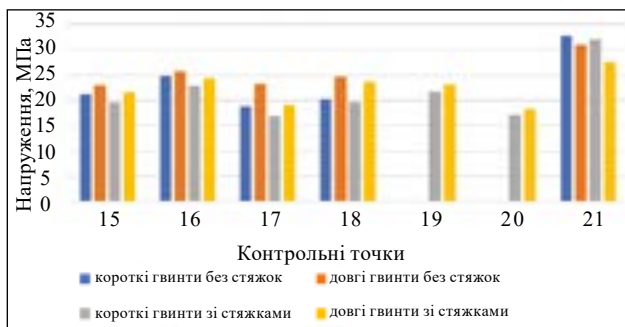


Рис. 7. Величина напруження в контрольних точках на елементах металевих конструкцій моделей

Таблиця 2

Напруження під впливом навантаження, яке імітує нахил тулуба вліво, у моделях грудоперекового відділу хребта після резекції хребця Th_{XII} за різних варіантів транспедикюлярної фіксації

№	Контрольна точка	зона	Напруження, МПа			
			гвинти без стяжок		гвинти зі стяжками	
			короткі	довгі	короткі	довгі
1	кісткова тканина	Тіло хребця Th _X	1,0	1,0	1,0	1,0
2		Тіло хребця Th _X	8,6	8,0	8,3	7,4
3		Тіло хребця Th _{XI}	7,0	6,8	6,0	5,8
4		Тіло хребця L _I	8,3	8,2	8,2	7,9
5		Тіло хребця L _{II}	17,2	16,2	16,3	15,5
6		Тіло хребця L _{III}	14,5	14,2	13,9	13,1
7		Тіло хребця L _{IV}	17,5	16,9	16,8	15,9
8		Тіло хребця L _V	14,8	14,5	14,3	14,3
9		Нижня замикальна пластинка хребця Th _{XI}	6,2	6,1	5,7	5,6
10		Верхня замикальна пластинка хребця L _I	12,9	12,4	12,5	12,2
11		Вхід гвинтів у дугу хребця Th _X	3,9	8,0	3,2	2,7
12		Вхід гвинтів у дугу хребця Th _{XI}	3,9	5,4	3,6	2,6
13		Вхід гвинтів у дугу хребця L _{II}	3,5	7,5	3,1	2,1
14		Вхід гвинтів у дугу хребця L _{III}	7,3	12,2	7,0	5,3
15	металеві конструкції	Гвинти в тілі хребця Th _X	21,2	23,0	19,5	21,6
16		Гвинти в тілі хребця Th _{XI}	24,8	25,7	22,8	24,3
17		Гвинти в тілі хребця L _I	18,7	23,3	16,9	19,1
18		Гвинти в тілі хребця L _{II}	20,2	24,6	19,7	23,7
19		Стяжки між гвинтами в тілах хребців Th _X та Th _{XI}	—	—	21,7	23,1
20		Стяжки між гвинтами в тілах хребців L _I та L _{II}	—	—	17,2	18,3
21		Міжтілова опора	32,7	30,9	32,0	27,5

З іншого боку, удосконалення медичного інструментарію та сучасніші методики анестезіологічного забезпечення дали змогу активно використовувати бічні та передньобічні доступи до ділянки ГПП з подальшою резекцією тіла хребця. Такі втручання, здебільшого комбінують із задньою стабілізацією. Обговорення переваг хірургічних доступів (передніх, задніх або комбінованих) за травм хребта досі є актуальним [16, 17]. Переважно в біомеханічних дослідженнях роз-

глядають саме такі, «найсучасніші» тактичні підходи [18–20].

Поступово накопичуваний клінічний досвід і аналіз віддалених результатів лікування постраждалих із травматичними ушкодженнями грудоперекового відділу хребта дали змогу низці дослідників дійти висновку, що у більшості випадків саме ізольований задній доступ є найобґрунтованішим, оскільки дає змогу вирішити всі хірургічні завдання з мінімальними ризиками

ятрогенних ушкоджень критично важливих анатомічних структур [21–23]. Така стратегія на тлі практично повної відсутності біомеханічних досліджень, які б відповідали обсягу втручань, що проводяться, визначає актуальність нашої роботи.

Однією з небагатьох публікацій, які дають змогу непрямо підтвердити результати нашого дослідження, є праця М. Alizadeh та М. R. A. Kadir [24]. Автори демонструють доцільність використання 8-гвинтової стабілізації за резекції тіла одного хребця в ділянці ГПП. Підтверджено високе напруження на елементах моделі саме під час симуляції латерофлексії. Проте аналіз навантаження на компоненти металоконструкції в цьому дослідженні не проводили, а основну увагу приділили оцінюванню стану міжхребцевих дисків. Схожий розподіл навантаження під час моделювання бічного нахилу продемонстрували М. J. Bolesta та співавт. за *ex vivo* навантаження фрагментів хребтового стовпа [25].

Аналіз характеру розподілу навантажень за латерофлексії виявив особливості порівняно з іншими патернами навантаження. Так, зареєстровано високі показники напруження в тілі хребця L_{II}, що свідчить про те, що нахил у бік є найнесприятливішим щодо екстракційних ризиків найбільш каудально розташованих елементів системи стабілізації. Навантаження на гвинти максимальне як у тілі хребця L_{II}, що закономірно, так і в тілі хребця Th_{XI}. Проте, зазвичай, транспедикулярні гвинти на різних рівнях навантажені відносно рівномірно, і різниця показників незалежно від дизайну стабілізуючої системи не перевищує 10 %. Це певною мірою підтверджує механічну спроможність 8-гвинтової фіксації за резекції одного хребця в ділянці ГПП, оскільки не виявлено значних ризиків фрагментації транспедикулярно встановлених елементів.

Досить показовим є зіставлення наведених у цій публікації результатів із даними проведених нами раніше досліджень. Так, за резекції двох тіл хребців у зоні ГПП аналогічні види стабілізації під час латерофлексії спричиняють значно менше навантаження на відповідні тіла хребців і значно більше на транспедикулярні гвинти, що не виходить за межі характеристик міцності. Це свідчить про адекватність наведених результатів, оскільки співвідноситься з клінічними спостереженнями перебігу післяопераційного періоду в пацієнтів, які перенесли хірургічні втручання, порівнянні з модельованими.

Наведений у публікації фрагмент роботи є завершальним у серії експериментів, спрямованих

на оптимізацію надійності транспедикулярної фіксації травматично ушкодженої ділянки ГПП. Зіставлення й аналіз даних, отриманих за різних варіантів навантаження стабілізованої ділянки ГПП дадуть змогу виявити найкритичніші зони та надати практичні рекомендації щодо зменшення ризиків неспроможності фіксації у віддалений післяопераційний період.

Висновки

Використання довгих фіксуєчих гвинтів за нахилу тулуба вліво спричиняє напруження в кісткових елементах дещо менше за таке в моделі з короткими гвинтами. У той же час на самих гвинтах і кістковій тканині навколо них напруження зростає. Різниця показників у більшості контрольованих точок обох моделей не перевищує 10 %.

Поперечні стяжки сприяють зниженню величини напруження в усіх контрольних точках моделей як із короткими, так і з довгими фіксуєчими гвинтами.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Hu, R., Mustard, C. A., & Burns, C. (1996). Epidemiology of Incident Spinal Fracture in a Complete Population. *Spine*, 21 (4), 492–499. <https://doi.org/10.1097/00007632-199602150-00016>
2. Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40 (2), 166–172. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.06.040>
3. Vos, T., Lim, S. S., Abbafati, C., Abbas, K. M., Abbasi, M., Abbasifard, M., Abbasi-Kangevari, M., Abbastabar, H., Abd-Allah, F., Abdelalim, A., Abdollahi, M., Abdollahpour, I., Abolhassani, H., Aboyans, V., Abrams, E. M., Abreu, L. G., Abrigo, M. R. M., Abu-Raddad, L. J., Abushouk, A. I., ... Murray, C. J. L. (2020). Global burden of 369 diseases and injuries in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *The Lancet*, 396 (10258), 1204–1222. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(20\)30925-9](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(20)30925-9)
4. Martin, B. W. (2004). Patterns and risks in spinal trauma. *Archives of Disease in Childhood*, 89 (9), 860–865. <https://doi.org/10.1136/adc.2003.029223>
5. Meara, J. G., Leather, A. J. M., Hagander, L., Alkire, B. C., Alonso, N., Ameh, E. A., Bickler, S. W., Conteh, L., Dare, A. J., Davies, J., Merisier, E. D., El-Halabi, S., Farmer, P. E., Gawande, A., Gillies, R., Greenberg, S. L. M., Grimes, C. E., Gruen, R. L., Ismail, E. A., ... Yip, W. (2015). Global Surgery 2030: evidence and solutions for achieving health, welfare, and economic development. *The Lancet*, 386 (9993), 569–624. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(15\)60160-x](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(15)60160-x)
6. Weiser, T. G., Haynes, A. B., Molina, G., Lipsitz, S. R., Esquivel, M. M., Uribe-Leitz, T., Fu, R., Azad, T., Chao, T. E., Berry, W. R., & Gawande, A. A. (2015). Estimate of the global volume of surgery in 2012: an assessment supporting improved health outcomes. *The Lancet*, 385, S11. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(15\)60806-6](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(15)60806-6)
7. Chen, C.-S., Chen, W.-J., Cheng, C.-K., Jao, S.-H. E., Chueh, S.-C., & Wang, C.-C. (2005). Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Medical Engineering & Physics*, 27 (6), 487–496. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2004.12.007>
8. Nekhlopochny, O., Verbov, V., Cheshuk, I., Karpinsky, M., & Yaresko, O. (2023). Mathematical modeling of variants of transpedicular fixation at the thoracolumbar junction after thxii

- vertebrectomy during trunk backward bending. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, 2 (631), 43–49. <https://doi.org/10.15674/0030-59872023243-49>
9. Nekhlopochyn, O. S., Verbov, V. V., Cheshuk, I. V., Karpinsky, M. Y., & Yaresko, O. V. (2023). Finite element analysis of thoracolumbar junction transpedicular fixation variants after resection of the 12th vertebra while forward bending. *Bulletin of Problems Biology and Medicine*, 1 (2), 281. <https://doi.org/10.29254/2077-4214-2023-2-169-281-296>.
 10. Cowin, S. C. (2001). *Bone Mechanics Handbook*. (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press. <https://doi.org/10.1201/b14263>
 11. Boccaccio, A., & Pappalettere, C. (2011). Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. In V. Klika (Ed.), *Theoretical Biomechanics*. Intechopen. <https://doi.org/10.5772/816>
 12. 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>
 13. Rao, S. S. (2005). *Finite Element Method in Engineering*. Elsevier, Butterworth-Heinemann.
 14. Kurowski, P. M. (2007). *Engineering Analysis with COSMOS-Works 2007*. Schroff Development Corporation.
 15. Verheyden, A. P., Spiegl, U. J., Ekkerlein, H., Gercek, E., Hauck, S., Josten, C., Kandziora, F., Katscher, S., Kobbé, P., Knop, C., Lehmann, W., Meffert, R. H., Müller, C. W., Partenheimer, A., Schinkel, C., Schleicher, P., Scholz, M., Ulrich, C., & Hoelzl, A. (2018). Treatment of Fractures of the Thoracolumbar Spine: Recommendations of the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma (DGOU). *Global Spine Journal*, 8 (2_suppl), 34S–45S. <https://doi.org/10.1177/2192568218771668>
 16. Verlaan, J. J., Diekerhof, C. H., Buskens, E., van der Tweel, I., Verbout, A. J., Dhert, W. J. A., & Oner, F. C. (2004). Surgical Treatment of Traumatic Fractures of the Thoracic and Lumbar Spine. *Spine*, 29 (7), 803–814. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000116990.31984.a9>
 17. Zhu, Q., Shi, F., Cai, W., Bai, J., Fan, J., & Yang, H. (2015). Comparison of Anterior Versus Posterior Approach in the Treatment of Thoracolumbar Fractures: A Systematic Review. *International Surgery*, 100 (6), 1124–1133. <https://doi.org/10.9738/int surg-d-14-00135.1>
 18. Han, Y., Wang, X., Wu, J., Xu, H., Zhang, Z., Li, K., Song, Y., & Miao, J. (2021). Biomechanical finite element analysis of vertebral column resection and posterior unilateral vertebral resection and reconstruction osteotomy. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 16 (1). <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02237-4>
 19. Elmasry, S., Asfour, S., & Travascio, F. (2016). Implications of spine fixation on the adjacent lumbar levels for surgical treatment of thoracolumbar burst fractures: a finite element analysis. *Journal of Spine Care*, 1 (1). <https://doi.org/10.15761/jsc.1000105>
 20. Park, W. M., Park, Y.-S., Kim, K., & Kim, Y. H. (2009). Biomechanical comparison of instrumentation techniques in treatment of thoracolumbar burst fractures: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Science*, 14 (4), 443–449. <https://doi.org/10.1007/s00776-009-1341-z>
 21. Kakadiya, G., Gandbhir, V., Soni, Y., Gohil, K., & Shakya, A. (2020). Osteoporotic burst fracture-clinical, radiological and functional outcome of three-column reconstruction using single posterior approach (Instrumentation, Corpectomy, Arthroscope Assisted Transpedicular Decompression and Mesh Cage). *North American Spine Society Journal (NASSJ)*, 1, 100009. <https://doi.org/10.1016/j.xnsj.2020.100009>
 22. Kwok, M., Zhang, A. S., DiSilvestro, K. J., Younghein, J. A., Kuris, E. O., & Daniels, A. H. (2021). Dual expandable interbody cage utilization for enhanced stability in vertebral column reconstruction following thoracolumbar corpectomy: A report of two cases. *North American Spine Society Journal (NASSJ)*, 8, 100081. <https://doi.org/10.1016/j.xnsj.2021.100081>
 23. Sasani, M., & Özer, A. F. (2009). Single-Stage Posterior Corpectomy and Expandable Cage Placement for Treatment of Thoracic or Lumbar Burst Fractures. *Spine*, 34 (1), E33–E40. <https://doi.org/10.1097/brs.0b013e318189fcfd>
 24. Alizadeh, M. (2018). Biomechanical Evaluation of Segmental Pedicle Screw Fixation in Thoracolumbar Fracture: A Finite Element Study. *Orthopedics and Rheumatology Open Access Journal*, 12 (3). <https://doi.org/10.19080/oroaj.2018.12.555838>
 25. Bolesta, M. J., Caron, T., Chinthakunta, S. R., Vazifeh, P. N., & Khalil, S. (2012). Pedicle screw instrumentation of thoracolumbar burst fractures: Biomechanical evaluation of screw configuration with pedicle screws at the level of the fracture. *The International Journal of Spine Surgery*, 6 (1), 200–205. <https://doi.org/10.1016/j.ijsp.2012.09.002>

Стаття надійшла до редакції 24.11.2023

BIOMECHANICAL ASPECTS OF TRANSPEDICULAR FIXATION IN THE THORACOLUMBAR JUNCTION AREA: THE INFLUENCE OF LATEROFLEXION

O. S. Nekhlopochyn ¹, V. V. Verbov ¹, I. V. Cheshuk ¹, M. Yu. Karpinsky ², O. V. Yaresko ²¹ Romodanov Neurosurgery Institute, Kyiv, Ukraine² Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv✉ Oleksii Nekhlopochyn, MD, PhD: AlexeyNS@gmail.com✉ Vadim Verbov, MD, PhD: v.verbov@gmail.com✉ Ievgen Cheshuk, MD: evcheshuk@gmail.com✉ Mykhailo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com✉ Olexander Yaresko: avyresko@gmail.com