

# ОПТИМІЗАЦІЯ КОНСТРУКЦІЇ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ ПРИ ВИБУХОВИХ ПЕРЕЛОМАХ ГРУДО-ПОПЕРЕКОВОГО ПЕРЕХОДУ

*Нехлопочин О.С.<sup>1</sup>, Вербов В.В.<sup>1</sup>, Чешук Є.В.<sup>1</sup>,  
Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Яресько О.В.<sup>2</sup>*

*<sup>1</sup>ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова  
НАМН України», Київ*

*<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка  
НАМН України», Харків*

**Ключові слова:** транспедикулярна фіксація; грудо-поперековий перехід; вибуховий перелом Th12; поперечні стяжки; скінченно-елементне моделювання.

**Вступ.** Грудо-поперековий перехід (ГПП, Th11–L2) є найбільш уразливою в контексті травматичних ушкоджень, ділянкою хребта: на нього припадає понад 60% травм грудо-поперекового відділу через різкий перехід від жорсткого грудного до гнучкого поперекового сегментів, що концентрує механічний стрес і підвищує ризик ушкоджень. Така біомеханічна «несумісність» сусідніх відділів визначає як частоту, так і складність клінічних випадків саме в цій зоні.

У клінічній практиці хірургічної корекції домінують задні методи стабілізації; а за відсутності показань до декомпресії широко застосовується малоінвазивна перкутанна транспедикулярна фіксація (ТПФ), яка зменшує хірургічну травму, крововтрату, біль і тривалість госпіталізації. Водночас перкутанні конструкції за даними деяких досліджень поступаються відкритим технікам у здатності підтримувати вісь/ригідність, особливо за складних деформацій або виражених ротаційних компонентів.

З біомеханічної точки зору ключовими детермінантами розподілу навантажень у системі ТПФ при травмах ГПП є поперечні стяжки, які зазвичай недоступні або обмежені при перкутанній установці, та довжина/траєкторія гвинтів (моно- проти бікортикальної фіксації). Доказова база щодо їхнього внеску саме для ГПП лишається фрагментарною, оскільки більшість робіт розглядає грудо-поперековий відділ як єдину анатомічну зону.

Клінічно привабливою конфігурацією для вибухових переломів у ділянці ГПП є довгосегментна 8-гвинтова ТПФ: вона утримує сагітальну вісь, забезпечує стабільність для консолідації та потенційно

допускає видалення системи з ремобілізацією сегментів після зрощення.

**Метою** дослідження було з'ясувати, за яких режимів навантаження виникають максимальні напруження та в яких елементах вони локалізуються, а також визначити, як довжина транспедикулярних гвинтів і наявність поперечних стяжок впливають на розподіл навантажень у системі довгосегментної (8-гвинтової) транспедикулярної фіксації грудо-поперекового переходу.

**Матеріали та методи.** Моделювання виконано методом скінченних елементів на моделі грудо-поперекового відділу хребта людини з вибуховим переломом тіла хребця Th12. У моделі враховувалися як кісткові структури, так і імплантати: сегменти від Th9 до L5, фрагментований перелом Th12 (тіло хребця поділене на кілька уламків із проміжками, заповненими матеріалом, що імітує кістковий регенерат), а також елементи системи транспедикулярної фіксації.

Фіксація виконана вісьмома гвинтами (по два гвинти у хребцях Th10, Th11 вище зони перелому та L1, L2 нижче неї), з'єднаними двома поздовжніми опорними штангами. Додатково в окремих варіантах конструкції застосовувалися два поперечні з'єднання (стяжки) між штангами – по одній стяжці на верхньому (між гвинтами Th10–Th11) і нижньому (між гвинтами L1–L2) рівнях фіксації.

Розглянуто чотири конструктивні варіанти фіксації: із короткими гвинтами (звичайної довжини, закріпленими в межах тіла хребця) та з довгими гвинтами, що пенетрують передню кортикальну пластинку тіла хребця (бікортикальна фіксація); кожен із цих варіантів моделювався як без поперечних стяжок, так і з двома поперечними стяжками. Для всіх моделей проводився розрахунок під дією п'яти типів зовнішнього навантаження, що відповідають базовим рухам хребта: нахил уперед (згинання), нахил назад (розгинання), латерофлексія (боковий нахил), аксіальна ротація (скручування) та осьова компресія (вертикальне стискання). У кожному випадку навантаження прикладалося до верхнього кінця моделі (область тіла Th9 і відповідні фасеткові поверхні) та за величиною було еквівалентним вазі верхньої частини тіла (близько 350 Н). Нижній край моделі (диск L5) був нерухомо зафіксований, імітуючи опору на крижі.

Напружено-деформований стан системи фіксації та хребтових структур оцінювався для перелічених умов навантаження; аналізувалися поля напружень (еквівалентні напруження Мізеса) у контрольних зонах конструкції: тілах хребців від Th9 до L5,

замикальних пластинках суміжних із переломом хребців (нижня пластинка Th11 і верхня пластинка L1), точках входу гвинтів у ніжки дуг, опорних штангах, самих гвинтах, а також у елементах поперечних стяжок (за їх наявності).

**Результати.** Комплексний аналіз показав, що найбільш навантаженими елементами системи є опорні штанги та транспедикулярні гвинти, тоді як серед кісткових структур клінічно значущими залишаються тіло ушкодженого хребця Th12 і зони входу гвинтів у ніжки дуг. Екстремальні навантаження формувалися під час скручування тулуба: у цьому режимі зафіксовано найбільші напруження в штангах – до 582,0 МПа в конфігурації з короткими гвинтами без стяжок; подовження гвинтів знижувало пік до 512,5 МПа, а встановлення поперечних стяжок – до 452,7 МПа. У «неторсійних» сценаріях (згинання/розгинання, латерофлексія, осьова компресія) напруження в штангах коливалися в межах 142,8–326,1 МПа з тим самим ранжуванням варіантів: мінімальні значення спостерігалися при поєднанні довгих гвинтів зі стяжками (наприклад, 159,6 → 142,8 МПа при стисканні та 280,2 → 235,7 МПа при згинанні), тоді як відсутність стяжок і короткі гвинти асоціювалися з більшими піками (наприклад, 326,1 МПа при згинанні). При латерофлексії спостерігалось виняткове явище: перехід на довгі гвинти без стяжок підвищував навантаження на штанги до 313,4 МПа порівняно з 226,7 МПа для коротких гвинтів, що відображає зростання згинального моменту в жорсткішій системі.

У тілі травмованого хребця Th12 діапазон напружень для всіх режимів і конфігурацій становив приблизно 12–33 МПа. Найменші значення реєструвалися при осьовому стисканні (12,3–14,3 МПа залежно від довжини гвинтів і наявності стяжок), тоді як максимальні припадали на торсійне навантаження (до 33,2 МПа у моделі з короткими гвинтами без стяжок). Подовження гвинтів помірно підвищувало напруження в Th12 при згинальних і латеральних режимах (наприклад, 22,6 → 25,1 МПа при згинанні та 24,0 → 27,3 МПа при латерофлексії), але при торсії, навпаки, знижувало його (33,2 → 26,7 МПа); встановлення стяжок забезпечувало додаткове розвантаження – до 24,2 МПа у комбінації з довгими гвинтами. Таким чином, за загальної підвищеної жорсткості конструкції саме наявність стяжок стабільно покращувала розподіл напружень, тоді як ефект подовження гвинтів залежав від типу навантаження.

Для самих транспедикулярних гвинтів спостерігалось два «піки ризику». У сагітальних режимах найбільше напруження припадало на

каудальні гвинти рівня L2 і досягало 45,5 МПа (довгі гвинти без стяжок при згинанні); додавання стяжок знижувало цей пік до 42,8 МПа, а при коротких гвинтах – до 38,6 МПа. У торсійному режимі максимальне навантаження зміщувалося краніально: гвинт Th10 у конфігурації з довгими гвинтами без стяжок зазнавав до 72,6 МПа, тоді як стяжки зменшували це значення до 63,7 МПа; у «короткій» системі гвинт Th11 досягав 56,0 МПа, знижуючись до 38,1 МПа при встановленні стяжки. Ці співвідношення підкреслюють, що поперечні стяжки забезпечують найвираженіший ефект саме при скручуванні, тоді як у згинально-розгинальних режимах їхній вплив помірний, але стабільний.

Зони входу гвинтів у ніжки дуг демонстрували локальні концентрації напружень, клінічно значущі з точки зору ризику розхитування та крайового пошкодження кістки. У торсійному режимі максимальні значення фіксувалися на рівні L1 – 27,6 МПа для коротких гвинтів без стяжок; подовження гвинтів і встановлення стяжок знижували напруження майже удвічі (до 13,3 і 9,9 МПа відповідно). У згинальних режимах найуразливішою виявилася зона входу гвинта L2: при згинанні довгі гвинти без стяжок давали 23,3 МПа, тоді як стяжки зменшували показник до рівня «короткої» конфігурації (~11 МПа). При латерофлексії подовження гвинтів підвищувало напруження у зоні входу Th10 (з 4,1 до 9,3 МПа), тоді як стяжка частково нівелювала цей ріст (до 9,0 МПа).

У підсумку, найбільші напруження в системі стабілізації формувалися при скручуванні та частково при згинальних рухах, тоді як мінімальні – при осьовій компресії. Поперечні стяжки забезпечували системне зниження пікових напружень у штангах і гвинтах, особливо в торсійних сценаріях. Подовження гвинтів покращувало розподіл навантажень у більшості режимів (зокрема, у тілі Th12 при крученнях), але могло підвищувати локальні напруження у зоні входу гвинтів, переважно на рівні L2 при згинально-розгинальних рухах; цей ефект частково компенсувався стяжками.

Поєднання довгих гвинтів із поперечними стяжками забезпечувало найменші значення напружень у всіх чотирьох клінічно важливих зонах – у тілі Th12, опорних штангах, гвинтах і транспеდიкулярних зонах входу – порівняно з іншими варіантами.

**Висновки.** Комплексна оцінка показала, що найбільш несприятливим з точки зору напружено-деформованого стану є крутильне навантаження, тоді як осьова компресія формує мінімальні рівні механічних напружень.

Додавання поперечних стяжок достовірно знижує пікові напруження в опорних штангах і транспедикулярних гвинтах, особливо під час скручування, а також сприяє помірному розвантаженню кісткових структур.

Подовження гвинтів покращує рівномірність розподілу навантаження та зменшує напруження в тілі ушкодженого хребця Th12 при торсії, однак супроводжується зростанням локальних напружень у зонах входу гвинтів під час флексійно-екстензійних рухів; наявність стяжок частково компенсує цей ефект.

З практичної точки зору оптимальною конфігурацією системи стабілізації є поєднання довших транспедикулярних гвинтів із поперечними стяжками, оскільки саме така схема забезпечує мінімальні рівні напружень одночасно в тілі ушкодженого хребця, в опорних штангах, у гвинтах та в ділянках їх входу.

Отримані результати підкреслюють необхідність індивідуалізованого підходу до вибору конструкції фіксації, віддаючи перевагу або максимальній біомеханічній надійності, або малоінвазивності втручання залежно від клінічної ситуації, якості кісткової тканини, перспектив консолідації та функціональних пріоритетів пацієнта.