

УДК 616.711-007.5-089.843

## Дослідження міцності фіксації хребта в разі використання вентральних імплантатів різної конструкції

Д. Є. Петренко<sup>1</sup>, Г. Л. Ватуля<sup>2</sup>, А. О. Мезенцев<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

<sup>2</sup> Українська державна академія залізничного транспорту, Харків

*The article presents results of a comparative biomechanical experimental study of fixation properties of different implant designs for corrective ventral fusion. The character of deformation and exhaustion of the load-carrying capacity of the experimental low-profile ventral spinal implant, designed at the Institute, were studied in different load conditions and during its test work versus existing analogues: double- and single-rod metal implants. It was found out that, despite the low profile of its fixation unit, our fixing device took deformities in torsion, compression and bending better than other fixing devices studied.*

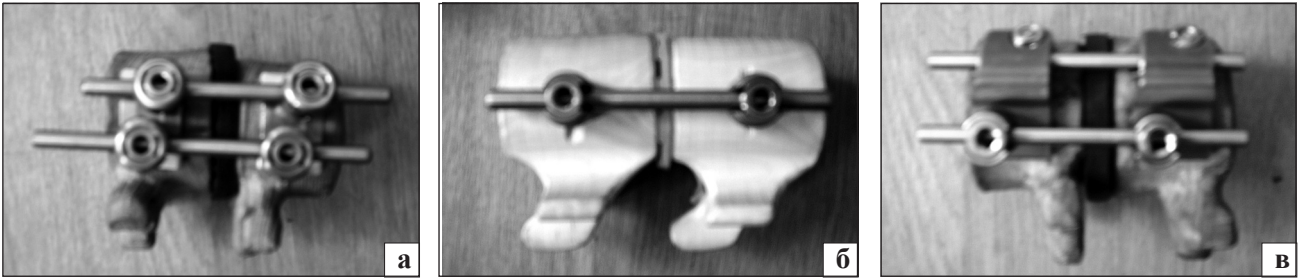
*В статті представлені результати сравнительного биомеханического экспериментального исследования фиксационных свойств имплантатов различной конструкции для вентрального корригирующего спондилодеза. Изучен характер деформирования и исчерпания несущей способности экспериментального низкопрофильного вентрального имплантата позвоночника, разработанного в ГУ «ИППС им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», при различных условиях нагрузки и его опытной проверке по сравнению с существующими аналогами — двустержневым и одностержневым металлическими имплантатами. Установлено, что предложенный нами фиксатор, несмотря на низкий профиль узла фиксации, по сравнению с другими исследованными фиксаторами лучше воспринимает деформации на кручение, сжатие и изгиб.*

**Ключові слова:** вентральний спондилодез, біомеханічне дослідження, стабільність фіксації, імплантат

### Вступ

Вентральний коригувальний спондилодез із застосуванням металевих імплантатів є методом вибору для корекції сколіотичної деформації хребта в підлітків та дорослих. Сучасними показаннями до застосування цього методу є грудні та грудно-поперекові ідіопатичні деформації хребта з кутом за Cobb до 75° [8]. Зазначений метод хірургічного лікування сколіозу дозволяє досягнути тієї самої, а іноді більшої, порівняно із задньою інструментацією, корекції викривлення в поєднанні з меншою довжиною зони спондилодезу [6]. Незважаючи на технічний прогрес хірургії деформації хребта, питання пов'язаних з імплантатами ускладнень залишається актуальним. Серед ускладнень слід назвати гемо- та пневмоторакс, хілоторакс та пневмонію як наслідок ушкодження органів грудної та черевної порожнини розташованою в них конструкцією [10].

Використання низькопрофільних однострижневих вентральних імплантатів може призвести до виникнення псевдоартрозу та перелому фіксувального стрижня в перший рік після хірургічного втручання. У свою чергу, двострижневі імплантати мають кращі фіксаційні можливості та сприяють стабільності фіксації хребта, але високий профіль вузла фіксації елементів конструкції спричиняє як технічні складнощі під час зашивання парієтальної плеври під час завершення хірургічного втручання, так і ускладнення в післяопераційному періоді внаслідок механічного травмування внутрішніх органів та судин [7]. Саме тому тепер є доцільним розроблення нових імплантатів для вентрального коригувального спондилодезу, які водночас забезпечували б стабільну фіксацію хребта та мали низький профіль, що сприятиме зменшенню післяопераційних ускладнень у хворих на сколіоз.



**Рисунок.** Зовнішній вид біомеханічних конструкцій: а) двострижнева, б) однострижнева, в) запропонована

**Мета дослідження:** дослідити фіксаційні властивості імплантатів для вентрального коригувального спондилодезу різної конструкції.

### Матеріал та методи

Дослідження проводили в механічній лабораторії Центру діагностики споруд транспортного призначення при Українській державній академії залізничного транспорту (свідоцтво про атестацію № 100-3595/2010) згідно з договором про співробітництво з ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (ІПХС). Вивчали характер деформування та вичерпування носійної здатності експериментального вентрального імплантату хребта (М1), розробленого в ІПХС, за різних умов навантаження та його дослідної перевірки в порівнянні з існуючими аналогами — двострижневим (М2) та однострижневим (М3) металевими імплантатами.

#### *Характеристика дослідних моделей*

Конструкція дослідних моделей складалася з двох хребців, з'єднаних між собою металевими стрижнями, які утримували в проектному положенні моноаксіальними гвинтами. У запропонованій моделі застосовані додаткові фіксувальні пластини. Міжхребцевий диск моделювали за допомогою гумового вкладишу (рисунок).

У табл. 1 представлені геометричні параметри досліджуваних імплантатів. Слід зауважити, що експериментальний фіксатор порівняно з іншими мав найнижчий профіль (9 мм). Металеві стрижні всіх трьох конструкцій були виготовлені зі сталі Т-6, а моделі хребців — з дерева (берези). Фіксацію стрижнів виконували динамометричним ключем з максимальним зусиллям 800 Н.

Конструкцію досліджували у процесі кручення, згинання та стискання, при цьому під час кручен-

ня та згинання моделювали щільний контакт між хребцями, у випадку стискання зазор між хребцями складав 6 мм.

У випробуваннях на кручення відстань від центру хребця до місця вимірювання переміщення складала 300 мм, від центру хребця до точки прикладання сили — 80 мм.

У дослідженнях на згинання силу прикладали до центру хребця, а відстань від точки вимірювання деформації до точки прикладання сили складала 310 мм.

В експериментах на кручення вимірювали ротаційне зміщення хребця відносно міток та поперечне зміщення хребців один до одного. У процесі вивчення реагування моделей на згинання визначали зміщення симетрично нанесених міток одна відносно одної та поперечне зміщення хребців.

Величину навантаження, прикладеного до зразків, визначали в межах розрахункової міцності моделей, а в дослідженнях на стискання, коли досягали контакту між хребцями, випробування моделі припиняли. Навантаження виконували рівними кроками, що приблизно дорівнювали 10 % від руйнівної сили. На кожному кроці навантаження витримували протягом часу, необхідного для зняття показань з приладів, але не менше ніж 5 хв.

### Результати та їх обговорення

Результати досліджень наведено в табл. 2–4. Як видно з даних табл. 2, у разі випробування на кручення розробленої конструкції (М1) до навантаження в 155 Н переміщення хребців відсутнє. Зі збільшенням навантаження до 205 Н значення переміщення становить 3 мм. Вивчення двострижневої (М2) і однострижневої (М3) конструкцій встановило зростання переміщень, починаючи з першого кроку навантаження. Однострижнева модель зазнає

**Таблиця 1.** Характеристики конструкцій стрижнів

Дослідна модель	Розміри моноаксіальних гвинтів, мм	Діаметр стрижнів, мм	Відстань між точками фіксації стрижнів, мм	Висота профілю вузла фіксації, мм
М1	6 × 40	4,5	25	9
М2	6 × 40	5	50	15
М3	6 × 40	5	50	15

Таблиця 2. Результати випробувань на кручення

Тип конструкції	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ
M1	55/0	105/0	155/0	205/3	—	—	—	—
M2	55/1	105/2	120/2	125/2	135/3	140/5	145/6	149/7
M3	20/1	35/1	40/1	45/1	55/2	60*	—	—

Таблиця 3. Результати випробувань на згинання

Тип конструкції	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ
M1	5/3	55/3	105/3	155/3	175/5	185/5	206/6	—	—
M2	5/0	55/2	105/3	135/4	145/4	155/5	165/5	195/6	205/6
M3	20/1	35/1	40/1	45/1	55/2	60*	—	—	—

Таблиця 4. Результати випробувань на стискання

Тип конструкції	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ	F/δ
M1	15/0,3	35/1	50/2	65/3	80/4	95/4,5	100/4,5	110/5,7	160/6,8
M2	15/0,5	35/1,6	50/2,5	65/3,5	80/4,6	95/5,9	100/6,7	110/7,6	160/10
M3	15/1	35/3	50/4,5	55/5,5	60/5,5	Зближення хребців			

Примітки: \* — руйнація конструкції; в чисельнику — навантаження F, Н, у знаменнику — переміщення δ

руйнації (розтріскування конструкції) у разі навантаження 60 Н.

За умов згинання (табл. 3) переміщення в конструкції M1 зростають до 3 мм на початкових кроках навантаження та зберігаються незмінними до досягнення навантаження в 155 Н, після чого збільшуються до 6 мм у разі навантаження 206 Н. Водночас переміщення в конструкції M2 змінюються практично за тих самих умов від 0 до 5 мм, а за навантаження 205 Н величина переміщень хребців склала, як і в запропонованій конструкції, 6 мм. Руйнація конструкції M3 знову відбулась за навантаження в 60 Н.

У процесі випробування конструкції M1 на стискання (табл. 4) збільшення навантаження від 15 до 160 Н призводить до плавного підвищення значень переміщень від 0,3 до 6,8 мм. У двострижневій конструкції M2 переміщення відповідали запропонованій лише до навантаження рівного 80 Н, а потім спостерігали їх різке зростання до значення 10 мм за умов навантаження 160 Н.

Під час випробувань однострижневої конструкції M3 величина переміщень на всіх кроках навантаження була більшою, ніж у запропонованій та двострижневій конструкціях. Крім того, якщо навантаження перевищувало 60 Н, відбувалося зближення хребців, після чого випробування були припинені.

Як відомо, для вентрального коригувального спондилодезу використовують імплантати, за допомогою яких докладають коригувальних зусиль безпосередньо на хребет, утримують досягнуто

хірургічну корекцію та забезпечують умови для створення кісткового блоку [1]. Тобто вентральні конструкції працюють як тимчасова внутрішня шина. Імплантат сприяє динамічним навантаженням разом з фіксованим хребтом, при цьому фіксатор навантажується більше, ніж кісткова тканина. Із дозріванням кісткового блоку навантаження на імплантат зменшуються та повинні бути мінімальними після його повного утворення [2, 5].

Численні біомеханічні дослідження імплантатів різних конструкцій для грудних та грудо-поперевих сколіозів свідчать, що питання стабільності фіксації вентральних відділів хребта є досить актуальним.

З метою визначення найвагоміших факторів, які впливають на стабільність фіксації тіл хребців гвинтами, K. Seller [9] провів порівняльне біомеханічне дослідження на тваринах. П'ятдесят шість тіл хребців телят були зафіксовані різними за діаметрами та довжиною гвинтами. Мінеральну щільність кісткової тканини хребців за допомогою кількісної комп'ютерної томографії було визначено до проведення дослідження. Автори встановили, що дизайн гвинтів незначно впливає на стабільність фіксації, а найбільш впливовими факторами є зовнішній діаметр гвинта, його довжина та мінеральна щільність кісткової тканини тіл хребців.

Y. Shono та співавт. [11] представили результати порівняльного дослідження трьох різних систем що використовують у разі хірургічної корекції сколіотичних деформацій хребта. Для дослідження було

взято п'ять телячих хребців ( $T_{XI}-L_{II}$ ), які спершу дестабілізували шляхом часткового видалення міжхребцевих дисків, а потім в отримані хребцеві проміжки встановили врізані клини, завдяки чому створили штучний сколіоз. Хребти були інструментовані системами Zielke, Kaneda та задньою Cotrel-Dubousset. В трьох площинах проводили біомеханічне тестування. Встановлено, що система Kaneda є найстабільнішою у всіх напрямках дії навантажень. Система Zielke демонструвала найменшу стабільність, особливо в аксіальній площині в зоні переходу до неінструментованого хребта. Імплантат Cotrel-Dubousset показав значну стабільність у всіх площинах, але особливо за аксіальної компресії та ротації. Автори роблять висновок, що конструкція Kaneda має найбільшу стабільність у поєднанні зі значними коригувальними властивостями.

Для оцінки розробленої Н. Zhang та співавт. [12] нової вентральної системи проводили порівняльне біомеханічне дослідження трьох різних типів інструментації хребта, а саме: однострижневого імплантату з пластиною, двострижневої системи та однострижневої системи в поєднанні з міжтіловими кейджами. Досліджували жорсткість шляхом оцінки об'єму рухів у системі «хребет – імплантат» у сагітальній та фронтальній площинах до та після навантаження. Крім того, після навантаження проводили тест на виривання гвинтів. Всього в експерименті використали тридцять препаратів хребців телят. У випадку бокових нахилів перший варіант фіксації хребта (стрижень та пластина) показав на 54 % меншу рухливість хребта порівняно з третім варіантом (стрижень та міжтілові кейджи). Визначення рухливості в сагітальній площині також дало змогу виявити, що перший варіант фіксації був жорсткішим, ніж третій: 45 % проти 91 % перед навантаженням та 84 % проти 90 % після нього. Жорсткість першого та другого варіантів фіксації (двострижневий імплантат) була приблизно однаковою. Тест на виривання показав найбільшу витривалість системи зі стрижнем та пластиною.

К. В. Fricca з групою дослідників оцінювали стабільність фіксації хребта за допомогою використання однострижневої та двострижневої фіксації з та без застосування міжтілових кейджів. Для досягнення мети були інструментовані вісім хребців бика та проведено циклічне, недеструктивне навантаження в трьох площинах. Під час експериментів встановлено, що порівняно з використанням одного стрижня двострижнева система забезпечує більшу стабільність у сагітальній та аксіальній площинах, а у фронтальній площині різниці між двома типами фіксації не виявлено. Додаткове застосування між-

тілових кейджів сприяло підвищенню жорсткості фіксації тільки в напрямку згинання без зміни жорсткості у фронтальній площині. В інших випадках статистично достовірної різниці виявлено не було. Автори підсумовують, що використання кейджів доцільне тільки для відновлення сагітального контуру хребта.

Ми порівнювали фіксаційні властивості трьох вентральних імплантатів, а саме: розробленої в ПІХС низькопрофільної конструкції та відомих дво- та однострижневих конструкцій. У ході дослідження встановлено, що наш фіксатор, незважаючи на низький профіль вузла фіксації, порівняно з іншими краще сприймає деформації на кручення: приблизно на 34 % відносно двострижневої та на 73,2 % відносно однострижневої конструкції. Дослідження на стискання показало, що експериментальний імплантат є міцнішим на 16 та 45,5 % порівняно з другою та третьою моделями відповідно. За умов згинання запропонована і двострижнева конструкції працюють однаково, а порівняно з двострижневими імплантатами однострижневий імплантат має гірші фіксаційні властивості за всіх режимів навантаження.

## Висновки

Використання двострижневих імплантатів хребта під час проведення вентрального коригувального спондилодезу для корекції сколіотичної деформації хребта є кращим з огляду на міцність фіксації відносно до однострижневої конструкції.

Низькопрофільний вузол забезпечує стабільну фіксацію вентральних відділів хребта у разі кручення, стискання та згинання.

Запропонований імплантат має аналогічні та кращі механічні показники порівняно з відомими металевими фіксаторами, що робить можливим його використання для вентрального коригувального спондилодезу.

Подальші дослідження слід спрямувати на клінічну апробацію нової металеві конструкції та верифікацію отриманих результатів біомеханічних експериментальних випробувань.

## Список літератури

1. An H. Strength of the anterior vertebral screw fixation in relation to bone mineral density / H. An, T. Lim, C. Evanich: Proceedings of the 8th Annual Meeting of the North American Spine Society. — 1993. — P. 147–148.
2. Bernstein R. M. Solid rod short segment anterior fusion in thoracolumbar scoliosis / R. M. Bernstein, J. E. Hall // J. Pediatr. Orthop. — 1998. — Vol. 7. — P. 124–131.
3. Dubousset J. The crankshaft phenomenon / J. Dubousset, J. Herring, H. Shuffebarger // JPO. — 1989. — Vol. 9. — P. 541–550.
4. Eysel P. Multisegment ventral stabilization of the lumbar spine: A comparative biomechanical study / P. Eysel, C. Hopf, A. Diop // Zeitschrift fur Orthop und Ihre Grenzgebiete. —



1995. — Vol. 133. — P. 242–248.
5. Lieberman I. Anterior vertebral screw pull-out testing: Comparison with pull-out resistant washer / I. Lieberman, T. Woodside, B. Kraetschmer // Trans. North Am. Spine Soc. — 1996. — Vol. 11. — P. 279.
  6. Herring J. A. Anterior spinal surgery The pediatric spine / J. A. Herring, S. L. Weinstein. — New York: Raven Press, 1994. — P. 1409–1418.
  7. Hopf C. G. Operative treatment of scoliosis with Cotrel-Dubousset-Hopf instrumentation. New anterior spinal device / C. G. Hopf, P. Eysel, J. Dubousset // Spine. — 1997. — Vol. 22. — P. 618–627.
  8. Majid M. E. Anterior fusion for idiopathic scoliosis / M. E. Majid, F. P. Castro, R. T. Holt // Spine. — 2000. — Vol. 25. — P. 696–702.
  9. Seller K. Pullout strength of anterior spinal instrumentation: a product comparison of seven screws in calf vertebral bodies / K. Seller, D. Wahl, A. Wild // Spine J. — 2007. — Vol. 16, № 7. — P. 1047–1054.
  10. Sweet F. A. Prospective radiographic and clinical outcomes and complications of single rod instrumented anterior spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis / F. A. Sweet, L. G. Lenke, K. H. Bridwell // Spine. — 2001. — Vol. 26. — P. 1956–1965.
  11. Shono Y. A biomechanical analysis of Zielke, Kaneda and Cotrel-Dubousset instrumentations in thoracolumbar scoliosis: a calf spine model / Y. Shono, K. Kaneda, I. Yamamoto // Spine. — 1991. — Vol. 16. — P. 1305–1311.
  12. Zhang H. Biomechanical analysis of anterior scoliosis instrumentation: differences between single and dual rod systems with and without interbody structural support / H. Zhang, C. Johnston, W. Pierce // Spine. — 2002. — Vol. 27, № 7. — P. 702–706.

Стаття надійшла до редакції 17.01.2013

## ДО УВАГИ СПЕЦІАЛІСТІВ

**ДУ “Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України”  
проводить післядипломну підготовку лікарів-іноземців у клінічній ординатурі  
та у формі стажування за спеціальністю «Ортопедія і травматологія», на курсах  
інформації та стажування з актуальних питань ортопедії та травматології  
(ліцензія Міністерства освіти і науки України від 01.11.2010 р. №529881)**

### Курси інформації та стажування для лікарів-спеціалістів

№	Назва курсів	Керівник курсів
1	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих з патологією суглобів	Проф. В.А. Філіпенко
2	Ендопротезування великих суглобів	Проф. В.А. Філіпенко
3	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей з ортопедичною патологією	Д.м.н. С.О. Хмизов
4	Сколіотична хвороба, хірургічні та консервативні методи лікування	Д.м.н. С.О. Хмизов
5	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих з патологією хребта	Проф. В.О. Радченко
6	Мануальна терапія в комплексному лікуванні хворих з патологією хребта	Проф. В.О. Радченко
7	Хірургічні та консервативні методи лікування травматичних ушкоджень кістково-м'язової системи	Проф. М.О. Корж
8	Реконструктивно-відновлювальна хірургія опорно-рухової системи в разі наслідків травм та ортопедичних захворювань	Проф. М.О. Корж
9	Лабораторні методи дослідження в ортопедії та травматології (клініко-діагностичні, біохімічні, морфологічні, імунологічні)	Проф. Н.В. Дедух К.б.н. Ф.С. Леонтєва
10	Патологія стопи, її профілактика, лікування та протезно-ортопедичне забезпечення	Проф. Д.О. Яременко
11	Немедикаментозні методи лікування в ортопедії та травматології	Проф. В.І. Маколінець
12	Лікувально-профілактичне експрес-ортезування та експрес-протезування опорно-рухової системи	Доц. О.А. Диннік І.Б. Тимченко
13	Артроскопічна діагностика та лікування патології великих суглобів	К.м.н. П.В. Болховітін
14	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей з патологією кульшового суглоба	К.м.н. О.І. Корольков
15	Післяізотрична релаксація і масаж в ортопедії та травматології	К.м.н. В.А. Стауде