

МОДЕЛЮВАННЯ ВАРІАНТІВ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ ГРУДНОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА ПРИ РЕЗЕКЦІЇ ОДНОГО ХРЕБЦІВ ІЗ ЗАМІЩЕННЯМ МІЖТІЛОВОЮ ОПОРОЮ

Вступ. Патологічні переломи хребців є найбільшим ускладненням пухлинного процесу, що різко змінює якість життя пацієнта. Особливість хірургічного етапу лікування полягає в радикальному усуненні пухлини, компресії спинного мозку, корекції деформації та відновлення опороспроможності хребцевого стовпа. Застосування додаткової внутрішньої фіксації металевих імплантатів значно покращує результати лікування. Використання транспедикулярних пристроїв забезпечує стабільну фіксацію і стабільність сегментів хребта навіть при руйнуванні всіх трьох колон (тобто при максимальній ступені його нестабільності).

Мета. Визначити оптимальний варіант фіксації заднього спондилодезу при паліативному та радикальному хірургічному лікуванні пухлин хребта.

Матеріали та методи. Для визначення стабілізуючих можливостей транспедикулярної фіксації при резекції та заміщенні одного хребця трансплантатами різного діаметру були проведені експериментальні випробування на препаратах хребта свині. Для випробування використовували препарати хребцево-рухових сегментів грудного відділу хребта свині від Th3 до Th12 хребців. Використовували 2 групи моделей: з одним резецованим хребцем Th6 та заміною його міжтіловою опорою Ø16 мм и Ø24 мм з вуглецю.

Висновки. За результатами проведених експериментальних досліджень та статистичного аналізу отриманих даних було доведено, що для транспедикулярної фіксації кращою є схема з 4 спицями, які встановлюють попарно над та під зоною резекції. Аналіз імплантатів різного діаметру довів кращі фіксувальні здібності опор більшого діаметру. Було проаналізовано імплантати двох діаметрів 16 та 24 мм, і враховуючи кращі властивості імплантату більшого діаметру, можна передбачити, що збільшення діаметру буде позитивно впливати на фіксувальну якість.

Ключові слова: хребет, хірургічне лікування, транспедикулярна фіксація.

кістково-зв'язковим структурами хребта при патологічному переломі та деформації хребта або в результаті безпосереднього впливу на нього пухлинної тканини. При цьому компресія дурального мішка часто виникає під час патологічних змін у тілі хребця [4].

Важлива особливість хірургічного етапу лікування полягає в радикальному усуненні пухлини, компресії спинного мозку, корекції деформації та відновлення опороспроможності хребцевого стовпа. Іноді не можлива радикальна резекція пухлини [5]. Паліативні резекції хребця або циторедуктивні операції використовуються при неможливості видалення пухлини абластично. Ці операції мають використовуватися суворо за показами, оскільки при частковій резекції злоякісної пухлини вони можуть бути причиною її рецидиву з бурхливим вторинним ростом [3].

Застосування додаткової внутрішньої фіксації металевих імплантатів значно покращує результати лікування і скорочує строки реабілітації хворих через первинну стабілізацію хребта в ранньому післяопераційному періоді. Виходячи з концепції трьох колон стабільності хребта, стабілізуючі операції можна розділити на передні – зі стабілізацією вентральних опорних колон і задні – зі стабілізацією задніх опорних колон

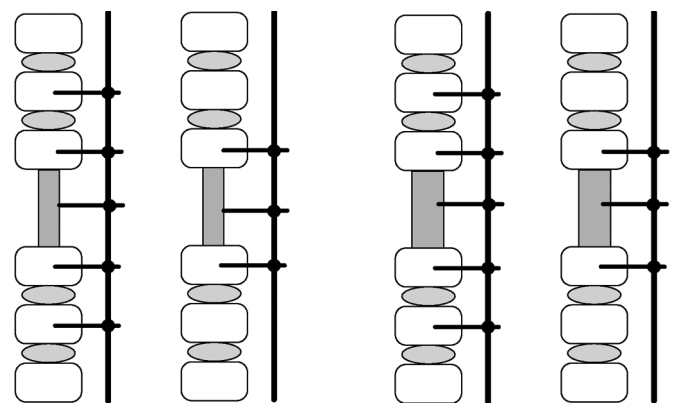


Рис. 1. Схеми моделей хребта з транспедикулярною фіксацією після резекції тіл хребців:

- Імплантат Ø16 мм:
а) фіксація 4 спицями; б) фіксація 2 спицями
Імплантат Ø24 мм:
в) фіксація 4 спицями; г) фіксація 2 спицями

ВСТУП

Патологічні переломи хребців є найбільшим ускладненням пухлинного процесу, що різко змінює якість життя пацієнта [7].

Найбільш поширеною причиною неврологічних розладів є компресія спинного мозку

[2]. Вибір способу стабілізації залежить від операційного доступу. При вентральних доступах можлива стабілізація передньої і центральної опорних колон. При задніх – вибір фіксуючого пристрою багато в чому визначає ступінь наступної стабільності хребта [6].

Використання транспедикулярних пристроїв забезпечує стабільну фіксацію і стабільність сегментів хребта навіть при руйнуванні всіх трьох колон (тобто при максимальній ступені його нестабільності) [1].

Мета. Визначити оптимальний варіант фіксації заднього спондилодезу при паліативному та радикальному хірургічному лікуванні пухлин хребта.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для визначення стабілізуючих можливостей транспедикулярної фіксації при резекції та заміщенні одного хребця трансплантатами різного діаметру були проведені експериментальні випробування на препаратах хребта свині. Для випробування використовували препарати хребцево-рухових сегментів грудного відділу хребта свині від Th3 до Th12 хребців. Використовували 2 групи моделей: з одним резецованим хребцем Th6 та заміною його міжтіловою опорою $\varnothing 16$ мм і $\varnothing 24$ мм з вуглецю.

Використовували 2 способи транспедикулярної фіксації: за два хребця вище та нижче резецованого та за один хребець вище та нижче резецованого з міжтіловою опорою різного діаметру. Міжтілова опора мала додаткове кріплення до транспедикулярної конструкції. Схеми накладання транспедикулярних фіксаторів наведені на рис. 1. Експериментальні дослідження виконували на базі лабораторії біомеханіки ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України". Випробування проводили на стенді для біомеханічних досліджень. Стенд під час проведення випробувань та розрахункова схема експерименту наведені на рис. 2.

При проведенні експерименту, модель жорстко закріплювали за тіло нижнього хребця Th12. Вертикальне стискаюче навантаження прикладали до тіла хребця Th3. Навантаження підвищували від 100 до 600 Н з кроком 100 Н. При кожній величині навантаження вимірювали величину зміщення нижнього краю хребця над зоною резекції.

Величину деформації вимірювали мікрометром годинникового типу. Величину навантаження вимірювали за допомогою тензометричного датчика SBA-100L, результати контролювали пристроєм реєстрації CAS типу CI-2001A (рис. 3).

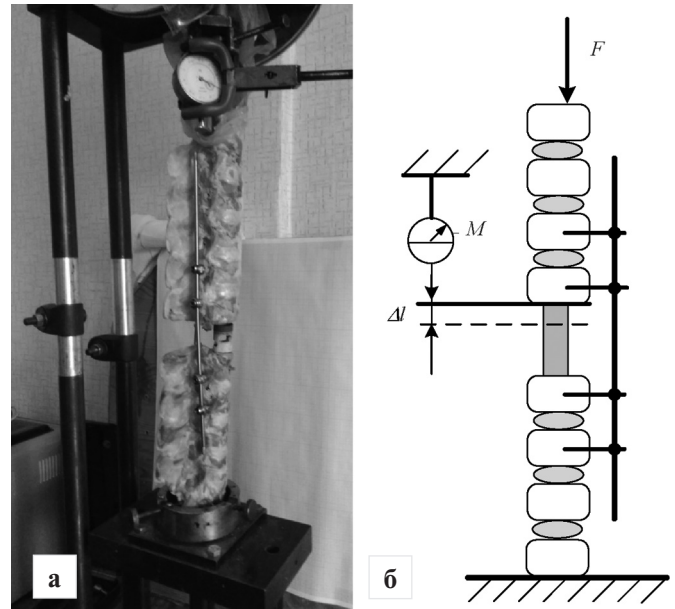


Рис. 2. Експериментальне дослідження: а) модель на стенді; б) схема експерименту.



Рис. 3. Пристрій реєстрації величини навантаження з тензометричним датчиком.

Дані, що було отримано під час експерименту були оброблені статистичними методами [1]. В результаті статистичного аналізу визначали середнє значення величини деформації моделей для кожного значення навантаження та її стандартне відхилення. За допомогою однофакторного дисперсійного аналізу з використанням апостеріорного тесту Шоффе визначали значущість відмінності величини деформації моделей з різними схемами транспедикулярної фіксації.

Попередню обробку даних для статистичних розрахунків виконували за допомогою електронних таблиць MS Excel. Статистичний аналіз виконували за допомогою пакету прикладних програм для статистичної обробки даних SPSS 20.0.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Першим етапом роботи виконували дослідження стабільності транспедикулярної фіксації при резекції хребця та його заміщенні імплантатом $\varnothing 16$ мм при фіксації 4 та 2 спицями. Дані про величину зміщення верхнього відділу препарату хребта, під впливом вертикального навантаження, наведені в табл. 1.

Таблиця 1

Величини зміщення верхнього відділу препарату хребта з одним резецованим хребцем та заміщеним імплантатом Ø16 мм, під впливом вертикального навантаження, для різних схем транспедикулярної фіксації з 4 та 2 спицями

Навантаження, Н	Ø16 мм			
	11×11 (4 спиці)	1×1 (2 спиці)	Ст. значущість різниці (t, p)	Різниця середніх (M±SE)
100	0,02±0,01	0,24±0,09	t=-5,498 p=0,005	-0,22±0,04
200	0,03±0,01	0,45±0,07	t=-14,091 p=0,001	-0,42±0,03
300	0,06±0,03	0,64±0,10	t=-12,094 p=0,001	-0,58±0,05
400	0,26±0,07	0,95±0,21	t=-7,102 p=0,001	-0,69±0,10
500	0,41±0,07	1,35±0,26	t=-7,789 p=0,001	-0,93±0,12
600	0,62±0,06	2,52±0,38	t=-10,983 p=0,001	-1,90±0,17

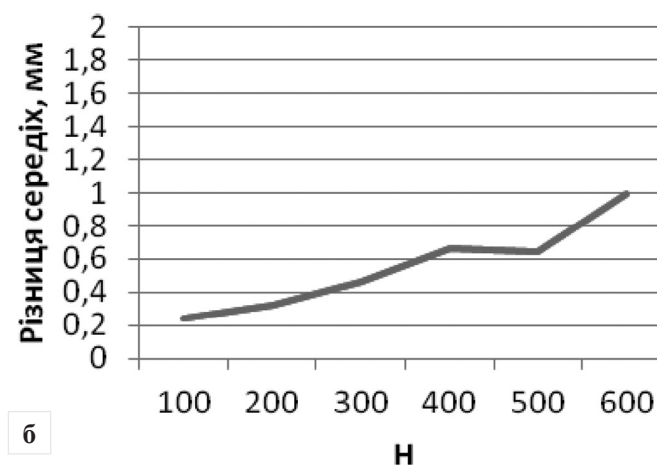
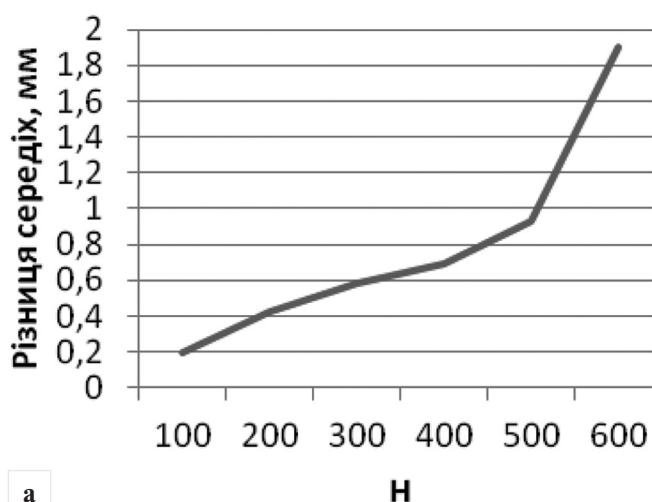


Рис. 4. Графік зміни різниці зміщення хребцевих рухових сегментів при схемах кріплення хребців 11×11 та 1×1 для: а) імплантату Ø 16 мм; б) імплантату Ø 24 мм.

Результати проведеного статистичного аналізу порівняння величини зміщення моделі показали, що при використанні імплантату Ø16 мм статистично значущо ($p < 0,001$) кращі результати показало кріплення 4 спицями, тобто за 2 верхніх та за 2 нижніх хребці від імплантату. Причому якість кріплення 4 спицями краще при всіх величинах навантаження. Треба відмітити, що зі збільшенням навантаження від 100 Н до 600 Н різниця зміщення хребцевих рухових сегментів збільшується. Так при навантаженні 100 Н зміщення конструкції 11×11 становить (0,02±0,0) мм, а конструкції 1×1 – (0,24±0,09) мм, при статистично значущій різниці зміщення ($t = -5,498$; $p = 0,005$), середня різниця середніх складає (-0,22±0,04) мм; а при навантаженні 600 Н конструкція 11×11 (0,62±0,06) мм має статистично значущо менше ($t = -10,983$; $p = 0,001$) зміщення, ніж конструкція 1×1 (2,52±0,38) мм, яке становить (1,90±0,17) мм. Зміна різниці зміщення хребцевих рухових сегментів наведена на рис. 4, а.

Графік на рис. 4, а має показникову функцію, тобто свідчить про зростання різниці зміщення зі збільшенням навантаження.

Розглянемо аналогічні системи кріплення з імплантатом Ø24 мм. Результати статистичного аналізу експериментальних досліджень наведені в табл. 2.

Таблиця 2

Величини зміщення верхнього відділу препарату хребта з одним резецованим хребцем та заміщеним імплантатом Ø24 мм, під впливом вертикального навантаження, для різних схем транспедикулярної фіксації з 4 та 2 спицями

Навантаження, Н	Ø24 мм			
	11×11 (4 спиці)	1×1 (2 спиці)	Ст. значущість різниці (t, p)	Різниця середніх (M±SE)
100	0,01±0,01	0,25±0,01	t=-61,000 p=0,001	-0,24±0,01
200	0,03±0,01	0,35±0,01	t=-79,000 p=0,001	-0,32±0,01
300	0,04±0,01	0,50±0,01	t=-122,406 p=0,001	-0,46±0,01
400	0,14±0,03	0,81±0,05	t=-26,454 p=0,001	-0,66±0,03
500	0,31±0,11	0,95±0,07	t=-11,075 p=0,001	-0,64±0,06
600	0,35±0,07	1,33±0,16	t=-12,828 p=0,001	-0,99±0,08

В результаті аналізу експериментальних даних було доведено, що конструкції з 4 спицями за схемою 11×11 при всіх навантаженнях показують статистично значущо ($p = 0,001$) меншу величину зміщення, ніж схема кріплення 1×1. На рис. 4, б показана залежність різниці середніх при різ-

них схемах кріплення для імплантату Ø24 мм. У наявності зовсім інша залежність зміни різниці, тобто експериментальна функція має більш лінійний характер і значно меншу різницю у величині зміщення хребцевих рухових сегментів. Тож доцільно провести порівняльний аналіз схем кріплення при різних діаметрах імплантатів.

Результати аналізу для схеми з 4 спицями 11×11 наведено в табл. 3.

Таблиця 3

Величини зміщення верхнього відділу препарату хребта з одним резецованим хребцем із схемою траспедикулярної фіксації 4 спицями для імплантатів Ø16 мм та Ø24 мм під впливом вертикального навантаження

Навантаження, Н	4 спиці (11×11)			
	D=16 мм	D=24 мм	Ст. значущість різниці (t, p)	Різність середніх (M±SE)
100	0,02±0,01	0,01±0,01	t=3,207 p=0,033	0,01±0,01
200	0,03±0,01	0,03±0,01	t=1,000 p=0,347	0,01±0,01
300	0,06±0,03	0,04±0,01	t=1,833 p=0,131	0,02±0,01
400	0,26±0,07	0,14±0,03	t=3,401 p=0,009	0,12±0,03
500	0,41±0,07	0,31±0,11	t=3,401 p=0,019	0,12±0,03
600	0,62±0,06	0,35±0,07	t=6,175 p=0,001	0,27±0,04

Таблиця 4

Величини зміщення верхнього відділу препарату хребта з одним резецованим хребцем із схемою траспедикулярної фіксації 2 спицями для імплантатів Ø16 мм та Ø24 мм під впливом вертикального навантаження

Навантаження, Н	2 спиці			
	D=16 мм	D=24 мм	Ст. значущість різниці (t, p)	Різність середніх (M±SE)
100	0,25±0,01	0,25±0,02	t=0,196 p=0,854	0,01±0,04
200	0,45±0,07	0,35±0,01	t=3,573 p=0,023	0,12±0,03
300	0,64±0,10	0,50±0,01	t=3,060 p=0,016	0,14±0,05
400	0,95±0,21	0,81±0,05	t=1,546 p=0,041	0,15±0,09
500	1,35±0,26	0,95±0,07	t=3,318 p=0,024	0,40±0,12
600	2,52±0,38	1,33±0,16	t=6,425 p=0,001	1,19±0,18

В результаті проведеного порівняльного статистичного аналізу було виявлено, що до величини навантаження 300 Н за схемою 11×11 при імплантатах різного діаметра не виявлено значущої різниці у величині зміщення хребцевих рухових сегментів, і тільки при перевищенні цього навантаження на результати зміщення впливає

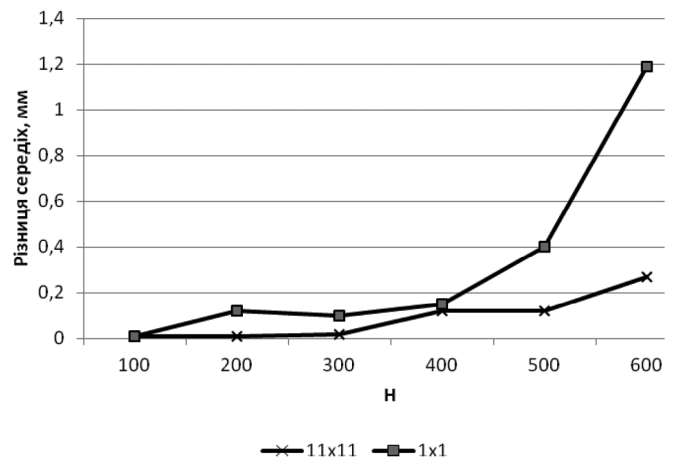


Рис. 5. Діаграма величини різниці зміщення хребцевих рухових сегментів використанні імплантатів Ø24 і Ø16 мм при різних системах фіксації

діаметр імплантату, причому тільки при навантаженні 600 Н різниця у зміщенні сягає помітного рівня у (0,27±0,04) мм. Отримана статистична різниця зміщення при навантаженні в 100 Н можна розцінювати як похибку вимірювання через дуже малі значення зміщення.

Аналогічний аналіз результатів експерименту для схеми кріплення 2 спицями наведений у табл. 4.

При схемі фіксації 1×1 було виявлено наявність статистичного значущої різниці у зміщенні хребцевих рухових сегментів вже при навантаженні у 20 Н та збільшення цієї різниці зі збільшенням навантаження, що може свідчити, що при фіксації хребців 2 спицями краще працює більший імплантат, але

Представлена на рис. 5 залежність різниці зміщення хребцевих рухових сегментів при різних схемах фіксації свідчить про кращу фіксувальну функцію систем з 4 спицями. Так графік різниці зміщення при схемі 11×11 має пологі лінійну залежність, а зі схемою 1×1 знову приймає вигляд показникової функції з явною втратою фіксувальної функції при збільшенні навантаження.

Наступним етапом налізу нашого експерименту стало порівняння всіх схем кріплення, тобто 11×11 з імплантатом Ø24 та Ø16 мм, й 1×1 з імплантатами таких же розмірів. Результати наведені в табл. 6-11.

Таблиця 6

Результати дисперсійного аналізу схем кріплення при навантаженні 100 Н

Схема фіксації	Підмножина $\alpha = 0,05$	
	1	2
Ø24 мм, 11×11	0,01	
Ø16 мм, 11×11	0,02	
Ø24 мм, 1×1		0,25
Ø16 мм, 1×1		0,25
Статистична значущість, p	0,684	0,786

При навантаженні моделі у 100 Н за допомогою апостеріорного тесту Дункана було визначено дві гомогенні групи ($p \gg 0,05$) різниця між якими була статистично значущою. Так тест показав що схеми фіксації 11×11 з імплантатами різного діаметру показали близькі значення зміщення, які виявилися статистично кращими, ніж схема фіксації 1×1 з імплантатами тих же діаметрів.

Таблиця 7

Результати дисперсійного аналізу схем кріплення при навантаженні 200 Н

Схема фіксації	Підмножина $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Ø24 мм, 11×11	0,03		
Ø16 мм, 11×11	0,03		
Ø24 мм, 1×1		0,35	
Ø16 мм, 1×1			0,45
Статистична значущість, p	0,852	1,000	1,000

При навантаженні у 200 Н схема фіксації 11×11 з імплантатами Ø16 и Ø24 мм знову показали близькі результати за величиною зміщення, і вони статистично значущо виявилися кращими, ніж схема 1×1 з імплантатом Ø24 мм, а схема 1×1 з імплантатом Ø16 мм виявилася значущо гіршою за всіх.

Таблиця 8

Результати дисперсійного аналізу схем кріплення при навантаженні 300 Н

Схема фіксації	Підмножина $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Ø24 мм, 11×11	0,04		
Ø16 мм, 11×11	0,06		
Ø24 мм, 1×1		0,50	
Ø16 мм, 1×1			0,64
Статистична значущість, p	0,526	1,000	1,000

При навантаженні 300 Н статистичний аналіз показав аналогічно картину розподілу схем фіксації, і хоча для схеми 11×11 розрахована гомогенність значень, можна бачити, що при імплантаті у Ø16 мм спостерігається збільшення величини зміщення хребцевих рухових сегментів. Схема 11×11 статистично значущо краща від схем 1×1.

Таблиця 9

Результати дисперсійного аналізу схем кріплення при навантаженні 400 Н

Схема фіксації	Підмножина $\alpha = 0,05$	
	1	2
Ø24 мм, 11×11	0,14	
Ø16 мм, 11×11	0,26	
Ø24 мм, 1×1		0,81
Ø16 мм, 1×1		0,95
Статистична значущість, p	0,117	0,057

При навантаженні 400 Н знову отримуємо дві гомогенні групи за типами фіксації, при цьому навантаженні знову схема 11×11 працює краще схеми 1×1. За даними можна бачити збільшення арифметичної різниці між схемами кріплення.

Таблиця 10

Результати дисперсійного аналізу схем кріплення при навантаженні 500 Н

Схема фіксації	Підмножина $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Ø24 мм, 11×11	0,31		
Ø16 мм, 11×11	0,41		
Ø24 мм, 1×1		0,95	
Ø16 мм, 1×1			1,35
Статистична значущість, p	0,303	1,000	1,000

При навантаженні 500 Н спостерігаємо гомогенну групу схеми 11×11, яка статистично значущо відрізняється від схеми 1×1, зміщення при якій сягають 0,95 мм при діаметрі імплантату 24 мм и 1,35 мм при імплантаті в 16 мм.

Таблиця 11

Результати дисперсійного аналізу схем кріплення при навантаженні 600 Н.

Схема фіксації	Підмножина $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Ø24 мм, 11×11	0,35		
Ø16 мм, 11×11	0,62		
Ø24 мм, 1×1		1,33	
Ø16 мм, 1×1			2,52
Статистична значущість, p	0,061	1,000	1,000

При навантаженні 600 Н знову виявлено гомогенну групу для схеми 11×11 та дві статистично значущо гірших за схемою 1×1. Різниця у величині зміщення зростає.

На рис. 6 представлені всі схеми фіксації при різних величинах навантаження

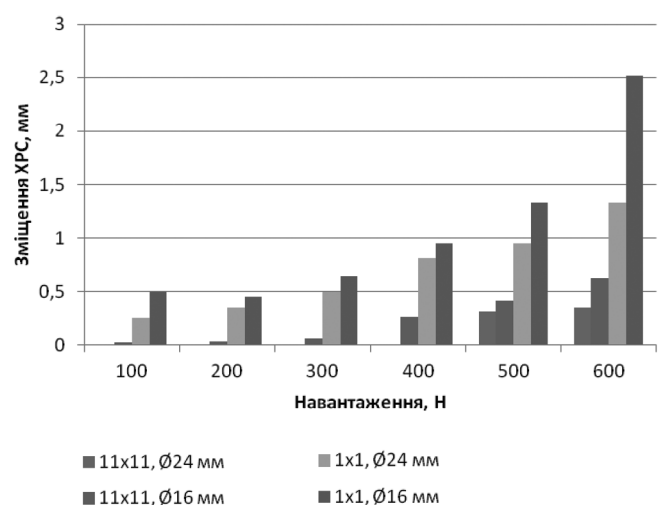


Рис. 6. Діаграма зміщення ХРС при різних схемах транспедикулярної фіксації та імплантатах різного діаметру.

За даними, представленими на діаграмі можна говорити, що найкраще по якості фіксації є схема з 4 спицями і більш імплантатом більшого діаметру (в нашому експерименті $\varnothing 24$ мм). Можна передбачити, що збільшення діаметру міжтілової опори буде сприяти якості фіксації, тобто зменшували рухливість ХРС.

ВИСНОВКИ

За результатами проведених експериментальних досліджень та статистичного аналізу отриманих даних було доведено, що для транспедикулярної фіксації кращою є схема з 4 спицями, які встановлюють попарно над та під зоною резекції. Аналіз імплантатів різного діаметру довів кращі фіксувальні здібності опор більшого діаметру. Було проаналізовано імплантати двох діаметрів 16 та 24 мм, і враховуючи кращі властивості імплантату більшого діаметру, можна передбачити, що збільшення діаметру буде позитивно впливати на фіксувальну якість.

*Радченко В.А., Куценко В.А., Попов А.И.,
Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д.*

*ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов
им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины»*

Моделирование вариантов транспедикулярной фиксации грудного отдела позвоночника при резекции одного позвонка с замещением межтеловой опорой

Введение. Патологические переломы позвонков являются самым большим осложнением опухолевого процесса, которые резко изменяют качество жизни пациента. Особенность хирургического этапа лечения состоит в радикальном устранении опухоли, компрессии спинного мозга, коррекции деформации и восстановления опороспособности позвоночного столба. Использование дополнительной внешней фиксации металлических имплантатов значительно улучшают результаты лечения.

Использование транспедикулярных устройств обеспечивает стабильную фиксацию и стабильность сегментов позвоночника даже при разрушении всех трех колон (то есть при максимальной степени его нестабильности).

Цель. Определить оптимальный вариант фиксации заднего спондилодеза при палиотивном и радикальном хирургическом лечении опухолей позвоночника.

Материалы и методы. Для определения стабилизирующих возможностей транспедикулярной фиксации при резекции и замещении одного позвонка трансплантатам разного диаметра были проведены экспериментальные исследования на препаратах позвоночника свиньи. Для испытания использовали препараты позвоночно-двигательных сегментов от Th3 до Th12 позвонков. Использовали 2 группы моделей: с одним резецированным позвонком Th6и заменой его межтеловой опорой $\varnothing 16$ мм и $\varnothing 24$ мм из углерода

Выводы. По результатам проведенных экспериментальных исследований и статистического анализа полученных данных было доказано, что для транспедикулярной фиксации лучшей является схема с 4 спицами, которые установлены попарно над и под зоной резекции. Анализ имплантатов разного диаметра показал лучшие фиксирующие способности опор большего диаметра. Были проанализированы имплантаты двух диаметров 16 и 24 мм, и, учитывая лучшие свойства имплантата большего диаметра, можно предположить, что увеличение диаметра будет позитивно влиять на качество фиксации.

Ключевые слова: позвоночник, хирургическое лечение, транспедикулярная фиксация.

*Radchenko V.O., Kutsenko V.O., Popov A.I.,
Karpinsky M.Yu., Karpinska O.D.*

*State Institution "Institute of Spine and Joint Pathology
named after. prof. M.I. Sitenko of the NAMS of Ukraine"*

Modeling of the variants of transpedicular fixation of the breast department of the spine with the rejection of one spin, with the substitute of the cross-cutting support

Introduction. Pathological vertebral fractures are the greatest complication of the tumor process, which dramatically alter the patient's quality of life. The peculiarity of the surgical stage of treatment consists in radical elimination of the tumor, compression of the spinal cord, correction of deformation and restoration of the vertebral column's ability to support. The use of additional external fixation of metal implants significantly improves the results of treatment. The use of transpedicular devices ensures stable fixation and stability of segments of the spine even when all three columns are destroyed (that is, with the maximum degree of its instability).

Goal. Determine the optimal option for fixing posterior spondylodesis in the case of paliotic and radical surgical treatment of spinal tumors.

Materials and methods. To determine the stabilizing capabilities of transpedicular fixation for resection and replacement of one vertebrae, transplants of different diameters were subjected to experimental studies on pig vertebral preparations. For the test we used drugs of the vertebral-motor segments from Th3 to Th12 vertebrae. Two groups of models were used: with one resected Th6 vertebra and replacing it with an interbody support of $\varnothing 16$ mm and $\varnothing 24$ mm from carbon

Conclusions. Based on the results of the experimental studies and the statistical analysis of the obtained data, it was proved that for the transpedicular fixation the best is the scheme with 4 spokes, which are installed in pairs above and below the resection area. Analysis of implants of different diameters showed better fixing abilities of large diameter supports. Implants of two diameters of 16 and 24 mm were analyzed, and, given the best properties of a large diameter implant, it can be assumed that an increase in diameter will positively affect the fixation quality.

Key words: spine, surgical treatment, transpedicular fixation.