

УДК 616.711-007.53:004.942

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021337-48>

## Вплив сагітальних поперекових параметрів на напружено-деформований стан хребтових рухових сегментів за умов застосування транспедикулярної фіксації

О. О. Барков<sup>1</sup>, О. В. Веретельник<sup>2</sup>, М. М. Ткачук<sup>2</sup>, М. А. Ткачук<sup>2</sup>, В. В. Веретельник<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup> НТУ «Харківський політехнічний інститут» МОН України

*Objective.* To study the stress-strain state of the elements of the human lumbar spine when we use the transpedicular system, taking into account different angular values of segmental and total lumbar lordosis. *Methods.* For computer modeling of the stress-strain state of the elements of the human lumbar spine after mono- and polysegmental fixation, the Workbench product was used, and for the construction of parametric three-dimensional geometric models — the SolidWorks computer-aided design system was used. 4 groups of decisions were studied, which differed in angular values of segmental and total lumbar lordosis. In each group, 11 models were analyzed that describe the lumbar segments after mono- and polysegmental fixation in various configurations of the sagittal alignment of the lumbar spine. *Results.* It was found that the maximum stress on the cortical bone is concentrated on the base of the  $L_1$  in case of the «pathological» intervertebral disc  $L_1-S$  in the group of patients with hyperlordosis. At polysegmental fixation of the  $L_1-S$ , there is a redistribution of stress on the cortical bone of all vertebrae, the maximum values of which is present in the bodies of the  $L_1$  and  $S$  vertebrae. And only in the group with hypolordosis this stress is minimal. The maximum stress was always on the overlying intervertebral disc during transpedicular fixation. Significant increasing of cartilage stress in the facet joints of the  $L_{IV}-L_V$  segment was recorded during fixation of the  $L_1-S$  segment in case of hyperlordosis. The maximum stress on the rods was identified in the group of patients with hyperlordosis and polysegmental fixation of the  $L_1-S$ , on screws — on  $L_V$ ,  $L_{IV}$ ,  $L_{III}$  vertebrae during fixation in all groups, except for hypolordosis. *Conclusions.* Increasing in angular values (hyperlordosis), which describe segmental and total lumbar lordosis, leads to the stress elevation in the fixing elements and structures of the spinal motor segments, and, conversely, a decreasing in angular values (hypolordosis) causes the stress falling. *Key words.* Stress-strain state, transpedicular fixation, lumbar spine, segmental lordosis, total lordosis, finite element method, equal tensions, geometric modelling.

*Мета.* Вивчити напружено-деформований стан елементів поперекового відділу хребта людини за умов застосування транспедикулярної системи з урахуванням різних куткових величин сегментарного і тотального поперекового лордозу. *Методи.* Для комп'ютерного моделювання напружено-деформованого стану елементів поперекового відділу хребта людини після проведення моно- та полісегментарної фіксації використано продукт Workbench, а для побудови параметричних тривимірних геометричних моделей — систему автоматизованого проектування SolidWorks. Вивчено 4 групи рішень, які відрізнялись за кутковими величинами сегментарного і тотального поперекового лордозу. У кожній групі розглянуто 11 моделей, що описують поперекові сегменти після проведення моно- та полісегментарної фіксації за умов різних конфігурацій сагітального контуру поперекового відділу хребта. *Результати.* Виявлено, що максимальні напруження кіркової кістки концентруються в базовому  $L_1$  хребці за «патологічного» міжхребцевого диска  $L_1-S$  у групі пацієнтів із гіперлордозом. У випадку полісегментарної фіксації  $L_1-S$  виникає перерозподіл напружень на кіркову кістку всіх хребців, але максимальних значень вони набувають у тілах  $L_1$  і  $S$  хребців, лише в групі з гіполордозом ці напруження мінімальні. Максимальні напруження завжди припадали на вищерозташований міжхребцевий диск за умов транспедикулярної фіксації. Найбільше зростання напруження на хрящі дуговідросткових суглобів сегмента  $L_{IV}-L_V$  визначено в разі фіксації сегмента  $L_1-S$  за гіперлордозом. Максимальні напруження для стрижнів виявлено в групі з гіперлордозом і полісегментарною фіксацією  $L_1-S$ , для гвинтів — у  $L_V$ ,  $L_{IV}$ ,  $L_{III}$  хребцях за фіксації у всіх групах, окрім випадку з гіполордозом. *Висновки.* Збільшення куткових значень (гіперлордоз), які описують сегментарний і тотальний поперековий лордоз, призводить до підвищення напружень в елементах фіксувальної конструкції та структурах хребтових рухових сегментів і, навпаки, зменшення куткових значень (гіполордоз) спричинює зменшення напружень.

**Ключові слова.** Напружено-деформований стан, транспедикулярна фіксація, поперековий відділ хребта, сегментарний лордоз, тотальний лордоз, метод скінченних елементів, еквівалентні напруження, геометричне моделювання

## Вступ

Дослідження напружено-деформованого стану біологічних і біомеханічних систем аналітичними методами неможливе, оскільки геометрична форма елементів систем достатньо складна для опису. Через це використовують методи дискретизації складної геометричної форми, зокрема, метод скінченних елементів [1].

Патологію попереково-крижового відділу хребта визначають у більш ніж 60 % загальної популяції [2]. Клінічні прояви можуть широко варіювати і залежать від сегмента, відділу та сагітального контуру хребта. Пацієнти мають широкий спектр проблем від легких симптомів до значного болю і вираженої інвалідності. Сагітальному контуру хребта і його взаємовідношенню до таза приділяють велику увагу через встановлену тісну кореляцію викривлення хребта в сагітальній площині з інвалідністю й якістю життя хворого [3]. Фактично, припущення помилки під час виправлення сагітального контуру (тобто наявність проблеми в сагітальній площині) є незалежним предиктором негативних результатів майже у всіх випадках розвитку патології хребта в дорослих: сколіозу [4], деформацій хребта в сагітальній площині [5], будь-якої дегенеративної патології хребта без наявності деформації [6]. Хірургічне лікування пацієнтів із використанням транспедикулярних конструкцій використовують за широкого спектра хвороб — від дегенеративних порушень до значних інвалідизуючих деформацій. Саме тому сьогодні багатьом дорослим хворим виконують корекцію або стабілізацію хребта. Останніми десятиліттями докладено зусиль для розширення знань у цій галузі, включаючи біомеханічні дослідження. Продемонстровано, що об'ємні операції, які порушують баланс хребта в сагітальній площині, призводять до неприпустимо високих показників поганих результатів і ревізійних втручань [7–9]. У свою чергу, підвищення ефективності транспедикулярної фіксації передбачає знання біомеханічних умов функціонування елементів хребтових рухових сегментів (ХРС) і їхніх складових (кісткової тканини тіл хребців, міжхребцевого диска, суглобового хряща дуговідросткових суглобів) за умов різних конфігурацій сагітального контуру поперекового відділу хребта й транспедикулярної фіксації.

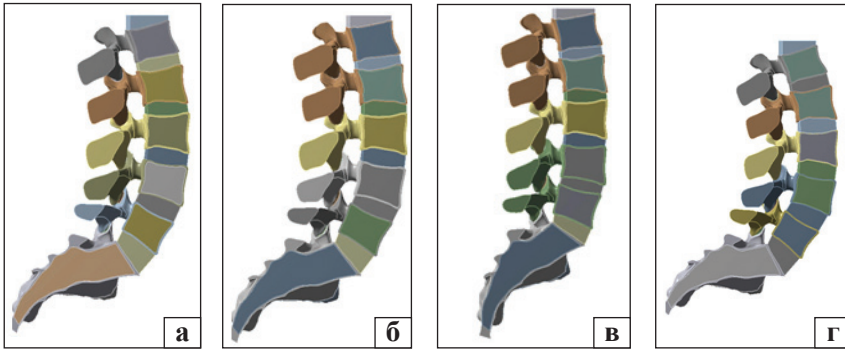
У літературі ми знайшли інформацію щодо характеру навантажень ХРС окремо для кожного виду сполучної тканини [10], але без використання транспедикулярної конструкції. Також виявили подібне дослідження [11], але без урахувань умов різних конфігурацій сагітального контуру поперекового лордозу. Для подальшої успішної корекції деформації або стабілізації хребта необхідні теоретичні знання щодо розподілу навантажень на кісткову та хрящову тканини передніх і задніх опорних структур ХРС, а також на стрижні та транспедикулярні гвинти за різних варіантів сагітального контуру поперекового відділу хребта в разі моно- та полісегментарної транспедикулярної фіксації.

*Мета дослідження:* вивчити напружено-деформований стан елементів поперекового відділу хребта людини за умов застосування транспедикулярної системи з урахуванням різних кутових величин сегментарного і тотального поперекового лордозу.

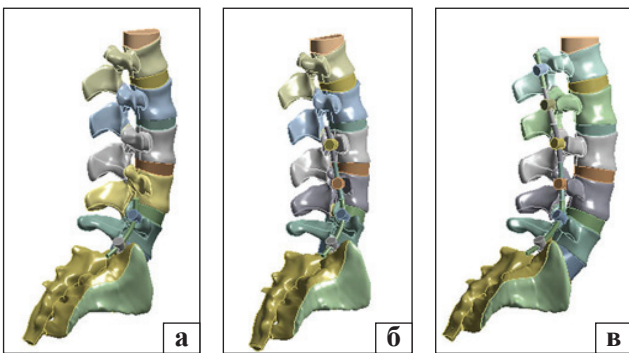
## Матеріал і методи

Роботу здійснено в межах виконання науково-дослідної роботи ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» «Вивчити основні помилки та ускладнення транспедикулярної фіксації в хірургії хребта та розробити заходи їх профілактики та лікування», № державної реєстрації 0118U006949.

Для комп'ютерного моделювання напружено-деформованого стану елементів біомеханічної системи, що описує поперековий руховий сегмент людини після проведення моно- та полісегментарної фіксації з урахуванням умов різних конфігурацій сагітального контуру поперекового відділу хребта, використано продукт Ansys Workbench [12]. Цей програмно-розрахунковий комплекс дає можливість проводити розрахунки з використанням методу скінченно-елементних моделей. Саме цим програмним комплексом обладнаний обчислювальний центр комп'ютерного моделювання «Тензор» НТУ «Харківський політехнічний інститут», який володіє комп'ютерним кластером «ПОЛІТЕХНИК-125». Центр був задіяний на підставі договору про співпрацю між ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» та Національним



**Рис. 1.** Геометричні моделі розрахункової групи: а) першої (схема 1.1); б) другої (схема 2.1); в) третьої (схема 3.1); г) четвертої (схема 4.1)



**Рис. 2.** Геометричні моделі 1.7 (а), 1.9 (б) та 1.11 (в) розрахункових схем



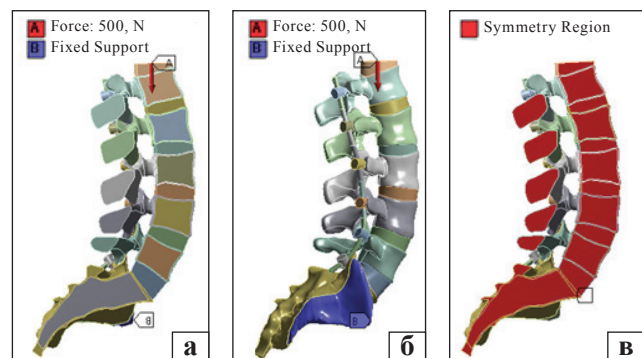
**Рис. 3.** Скінченно-елементна модель розрахункової схеми 1.11

технічним університетом «Харківський політехнічний інститут».

Для побудови скінченно-елементної моделі включені хребці  $L_1-L_5$  та  $S$  (крижі). Розрахункові моделі включають хребці, міжхребцеві диски і хрящі дуговідросткових суглобів. Також їх доповнено додатковим елементом для коректного передавання навантаження. Під час побудови моделей хребців ураховано структурний поділ на кіркову та губчасту кісткові тканини. У роботі створено чотири розрахункові групи, які описують поперековий відділ хребта.

Відмінності між розрахунковими схемами полягали в кутових величинах сегментарного і тотального поперекового лордозу [13]. Перші дві розрахункові групи описували моделі поперекового відділу згідно з показниками, отриманими М. Bernhardt і співавт. [14]. Третя і четверта групи аналізували патологічні зміни сегментарного і тотального поперекового лордозу в бік зменшення та збільшення відповідно. Було прийнято, що нормальні величини сегментарного і тотального поперекового лордозу відповідають першій і другій розрахунковим групам.

На рис. 1 наведено геометричні моделі чотирьох розрахункових груп, які описують інтактний стан поперекового відділу хребта (розрахункові схеми 1.1, 2.1, 3.1, 4.1).



**Рис. 4.** Схеми навантаження (а), закріплення (б) та умови симетрії (в) (розрахункова схема 1.11)

Кожна розглянута розрахункова група налічувала 11 розрахункових схем, які описували різноманітний стан поперекового відділу хребта, а саме: інтактний, ушкоджений, зі застосуванням транспедикулярної системи. Останні два аналізували різні сегменти поперекового відділу хребта. У табл. 1 наведено опис розрахункових схем.

На рис. 2 подано геометричну модель на прикладі розрахункової схеми 1.11 з першої розрахункової групи (модель, яка описує поперековий відділ хребта з транспедикулярною системою) в окремих видах геометричної моделі на прикладі розрахункових схем 1.7, 1.9 та 1.11.

Таблиця 1

## Опис розрахункових схем

Розрахункова група	Розрахункова схема	Опис
1	1.1	Інтактний стан
	1.2	«Ушкоджений» міжхребцевий диск L <sub>V</sub> -S
	1.3	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>IV</sub> -S
	1.4	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>III</sub> -S
	1.5	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>II</sub> -S
	1.6	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>I</sub> -S
	1.7	«Ушкоджений» міжхребцевий диск і транспедикулярна система L <sub>V</sub> -S
	1.8	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>IV</sub> -S
	1.9	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>III</sub> -S
	1.10	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>II</sub> -S
	1.11	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>I</sub> -S
2	2.1	Інтактний стан
	2.2	«Ушкоджений» міжхребцевий диск L <sub>V</sub> -S
	2.3	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>IV</sub> -S
	2.4	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>III</sub> -S
	2.5	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>II</sub> -S
	2.6	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>I</sub> -S
	2.7	«Ушкоджений» міжхребцевий диск і транспедикулярна система L <sub>V</sub> -S
	2.8	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>IV</sub> -S
	2.9	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>III</sub> -S
	2.10	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>II</sub> -S
	2.11	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>I</sub> -S
3	3.1	Інтактний стан
	3.2	«Ушкоджений» міжхребцевий диск L <sub>V</sub> -S
	3.3	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>IV</sub> -S
	3.4	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>III</sub> -S
	3.5	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>II</sub> -S
	3.6	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>I</sub> -S
	3.7	«Ушкоджений» міжхребцевий диск і транспедикулярна система L <sub>V</sub> -S
	3.8	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>IV</sub> -S
	3.9	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>III</sub> -S
	3.10	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>II</sub> -S
	3.11	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>I</sub> -S
4	4.1	Інтактний стан
	4.2	«Ушкоджений» міжхребцевий диск L <sub>V</sub> -S
	4.3	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>IV</sub> -S
	4.4	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>III</sub> -S
	4.5	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>II</sub> -S
	4.6	«Ушкоджені» міжхребцеві диски L <sub>I</sub> -S
	4.7	«Ушкоджений» міжхребцевий диск і транспедикулярна система L <sub>V</sub> -S
	4.8	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>IV</sub> -S
	4.9	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>III</sub> -S
	4.10	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>II</sub> -S
	4.11	«Ушкоджені» міжхребцеві диски та транспедикулярна система L <sub>I</sub> -S

Таблиця 2

## Величини сегментарного і тотального поперекового лордозу (град.)

Сегмент хребта	Розрахункова група			
	перша	друга	третя	четверта
L <sub>I</sub> -L <sub>II</sub>	4,0	1,5	1,2	6,4
L <sub>II</sub> -L <sub>III</sub>	7,0	7,0	4,4	9,9
L <sub>III</sub> -L <sub>IV</sub>	13,0	1,3	4,0	16,0
L <sub>IV</sub> -L <sub>V</sub>	20,0	16,5	14,5	21,1
L <sub>V</sub> -S	28,0	24,6	19,2	27,4
L <sub>I</sub> -S	72,0	60,9	43,3	80,8

Таблиця 3

## Фізико-механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга E, (МПа)	Коефіцієнт Пуассона $\nu$
Кіркова кістка	10 000,0	0,30
Губчаста кістка	450,0	0,20
Хрящ дуговідросткового суглоба	10,6	0,49
Міжхребцевий диск	4,2	0,45
Титан	102 000,0	0,30
«Ушкоджений» міжхребцевий диск	1,6	0,45

Таблиця 4

## Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для кіркової кістки

Хребець	Розрахункова схема										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1 розрахункова група											
L <sub>I</sub>	43,00	78,76	92,18	99,89	104,78	113,94	12,20	11,49	10,33	9,58	27,80
L <sub>II</sub>	31,39	59,41	69,93	75,97	79,83	79,09	10,14	7,28	9,13	70,00	65,00
L <sub>III</sub>	16,21	28,49	33,31	36,13	36,04	35,81	14,10	13,09	10,05	7,96	7,52
L <sub>IV</sub>	39,43	40,12	44,62	44,85	44,93	45,04	28,34	80,00	79,55	60,00	66,40
L <sub>V</sub>	73,63	139,59	138,28	137,65	137,31	136,80	100,00	80,00	80,00	70,00	70,00
S	25,16	27,81	27,65	27,57	27,53	27,47	133,79	104,23	109,90	103,03	97,38
2 розрахункова група											
L <sub>I</sub>	35,86	59,22	69,17	77,21	82,32	88,67	7,91	7,72	7,79	7,83	20,39
L <sub>II</sub>	35,33	59,67	70,04	78,41	83,64	83,44	8,85	7,72	9,11	80,00	75,00
L <sub>III</sub>	15,67	26,11	30,56	34,18	34,06	33,91	11,05	11,11	13,26	10,34	9,88
L <sub>IV</sub>	32,70	33,34	37,06	37,20	37,30	37,41	24,74	88,40	72,75	68,43	64,39
L <sub>V</sub>	46,15	86,49	85,54	85,06	84,80	84,54	50,00	88,82	85,91	80,30	75,11
S	26,77	31,93	31,67	31,48	31,38	31,28	124,26	110,35	107,16	101,77	96,67
3 розрахункова група											
L <sub>I</sub>	12,51	21,71	26,01	30,76	34,57	40,00	7,48	7,37	7,49	7,58	38,49
L <sub>II</sub>	7,27	13,87	16,87	20,17	22,85	22,60	6,94	6,97	8,25	50,00	94,25
L <sub>III</sub>	10,48	10,63	11,92	14,15	14,07	13,96	8,79	9,03	7,80	6,23	15,34
L <sub>IV</sub>	20,11	20,34	23,75	23,97	24,04	24,13	15,37	47,62	44,49	46,14	100,00
L <sub>V</sub>	28,92	47,75	47,61	47,31	47,10	46,88	26,99	28,54	28,22	26,78	52,13
S	13,28	15,25	15,18	15,12	15,08	15,03	64,86	63,17	62,40	50,87	33,85
4 розрахункова група											
L <sub>I</sub>	48,99	80,44	93,44	100,94	106,10	114,51	11,09	14,38	14,65	13,68	37,25
L <sub>II</sub>	48,20	80,71	94,14	101,89	107,25	106,52	9,49	8,25	8,82	75,00	100,00
L <sub>III</sub>	22,56	36,83	42,73	46,20	46,07	45,84	15,34	15,76	12,43	10,83	8,76
L <sub>IV</sub>	41,88	42,61	42,45	42,78	42,88	43,01	31,21	60,00	77,01	69,99	53,01
L <sub>V</sub>	84,48	146,84	145,20	144,47	144,05	143,55	100,00	80,00	90,50	60,00	65,92
S	26,80	30,11	29,86	29,74	29,68	29,60	100,00	60,00	99,51	70,00	78,67

У табл. 2 наведено величини сегментарного і тотального поперекового лордозу для всіх розрахункових груп [11].

У межах цього дослідження використано фізико-механічні властивості кіркової та губчастої кісток, хряща дуговідросткового суглоба, «ушкодженого» й інтактного міжхребцевого диска, які наведено в табл. 3 [1, 10, 11, 13].

Побудова комбінованих скінченно-елементних моделей відбувалась із використанням елементів різних типів, а саме: 10-вузловий тетраедр (SOLID187), 20-вузловий кубічний елемент (SOLID186). Побудовані скінченно-елементні моделі налічували близько 600 тис. елементів з 1,2 млн вузлів. На рис. 3 наведено скінченно-елементну модель для першої розрахункової схеми.

Таким чином, високу апроксимацію напружено-деформованого стану під час розрахунків можемо отримати завдяки застосуванню двох різних типів елементів у скінченно-елементних моделях.

За допомогою відповідної сили відтворено необхідне навантаження. Сила, прикладена у вертикальному напрямку, дорівнювала 500 Н (тобто 50 кг). Така величина була отримана з урахуванням симетрії в сагітальній площині. Для закріплення було спеціально виділено частину крижової зони S хребця. На рис. 4 проілюстровано схеми навантаження, закріплення й умови симетрії в сагітальній ділянці на прикладі розрахункової схеми 1.11.

### Результати та їх обговорення

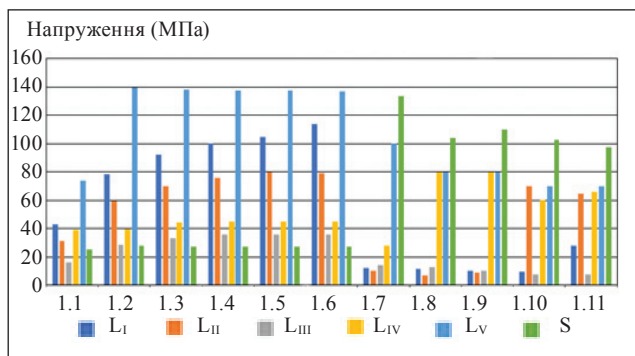
За підсумками проведених досліджень чотирьох розрахункових груп визначено максимальні еквівалентні напруження за von Mises і повні переміщення для досліджуваного поперекового сегмента біологічних і біомеханічних систем.

Діаграми з показниками напружень за von Mises кіркової кістки для всіх розрахункових груп зображено на рис. 5–8 (табл. 4), міжхребцевих дисків і хрящів дуговідросткових суглобів — на рис. 9–12 (табл. 5) і 13–16 (табл. 6), відповідно.

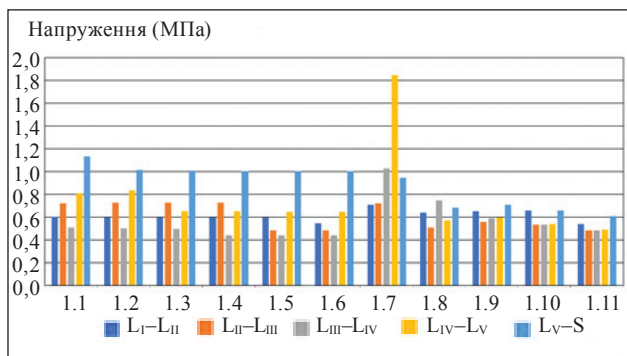
Таблиця 5

Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для міжхребцевих дисків

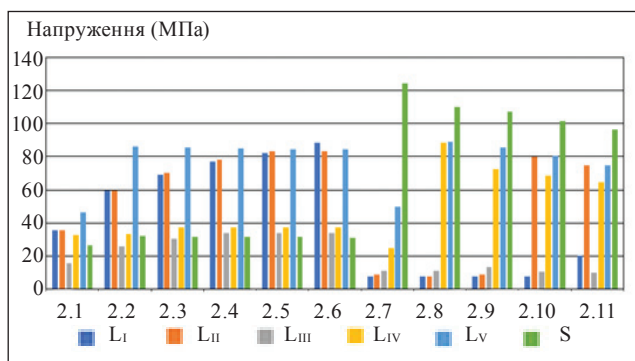
Сегмент хребта	Розрахункова схема										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1 розрахункова група											
L <sub>I</sub> –L <sub>II</sub>	0,60	0,60	0,60	0,60	0,60	0,55	0,71	0,64	0,65	0,66	0,54
L <sub>II</sub> –L <sub>III</sub>	0,72	0,73	0,73	0,73	0,48	0,48	0,72	0,51	0,56	0,53	0,48
L <sub>III</sub> –L <sub>IV</sub>	0,51	0,50	0,50	0,44	0,44	0,44	1,03	0,75	0,59	0,53	0,48
L <sub>IV</sub> –L <sub>V</sub>	0,81	0,84	0,66	0,65	0,65	0,65	1,85	0,57	0,60	0,54	0,49
L <sub>V</sub> –S	1,14	1,02	1,01	1,01	1,00	1,00	0,95	0,69	0,71	0,66	0,61
2 розрахункова група											
L <sub>I</sub> –L <sub>II</sub>	0,58	0,58	0,58	0,58	0,58	0,56	0,65	0,62	0,63	0,64	0,54
L <sub>II</sub> –L <sub>III</sub>	0,61	0,61	0,61	0,62	0,47	0,47	0,79	0,70	0,71	0,60	0,55
L <sub>III</sub> –L <sub>IV</sub>	0,60	0,58	0,58	0,57	0,57	0,57	1,03	0,90	0,64	0,59	0,55
L <sub>IV</sub> –L <sub>V</sub>	0,80	0,79	0,73	0,72	0,72	0,72	1,53	0,68	0,65	0,60	0,56
L <sub>V</sub> –S	1,12	1,01	1,00	1,00	1,00	0,99	0,92	0,77	0,73	0,69	0,64
3 розрахункова група											
L <sub>I</sub> –L <sub>II</sub>	0,62	0,62	0,62	0,62	0,62	0,60	0,61	0,62	0,63	0,64	0,53
L <sub>II</sub> –L <sub>III</sub>	0,51	0,51	0,51	0,51	0,57	0,57	0,62	0,64	0,67	0,64	0,48
L <sub>III</sub> –L <sub>IV</sub>	0,61	0,61	0,61	0,66	0,66	0,65	0,81	0,82	0,72	0,68	0,40
L <sub>IV</sub> –L <sub>V</sub>	0,73	0,74	0,58	0,58	0,58	0,58	0,90	0,59	0,58	0,55	0,29
L <sub>V</sub> –S	0,79	0,75	0,75	0,75	0,74	0,74	0,64	0,61	0,60	0,57	0,31
4 розрахункова група											
L <sub>I</sub> –L <sub>II</sub>	0,62	0,62	0,62	0,62	0,62	0,52	0,68	0,65	0,64	0,65	0,48
L <sub>II</sub> –L <sub>III</sub>	0,61	0,61	0,61	0,61	0,39	0,39	0,73	0,64	0,59	0,49	0,40
L <sub>III</sub> –L <sub>IV</sub>	0,50	0,50	0,50	0,40	0,40	0,39	1,01	0,85	0,47	0,43	0,32
L <sub>IV</sub> –L <sub>V</sub>	0,84	0,82	0,73	0,73	0,73	0,72	1,64	0,69	0,47	0,49	0,37
L <sub>V</sub> –S	1,32	1,21	1,20	1,20	1,19	1,19	1,03	0,90	0,72	0,68	0,54



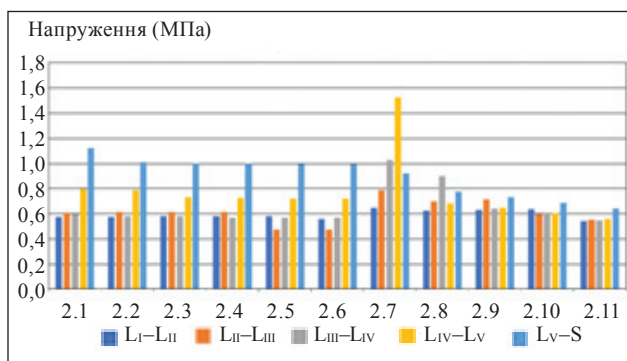
**Рис. 5.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для кіркової кістки — перша розрахункова група



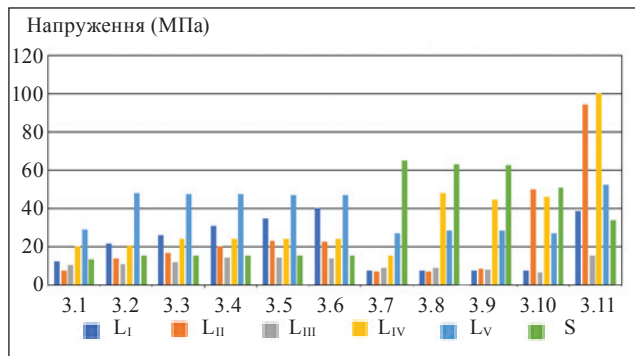
**Рис. 9.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для міжхребцевих дисків — перша розрахункова група



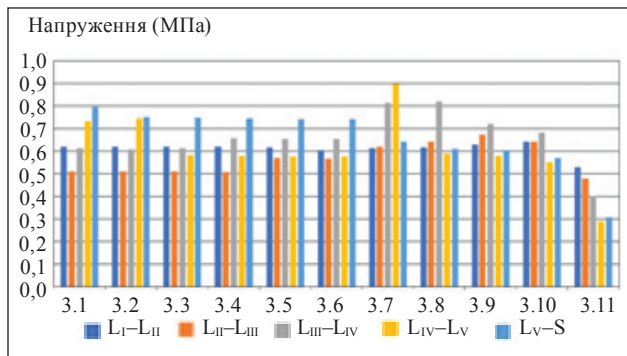
**Рис. 6.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для кіркової кістки — друга розрахункова група



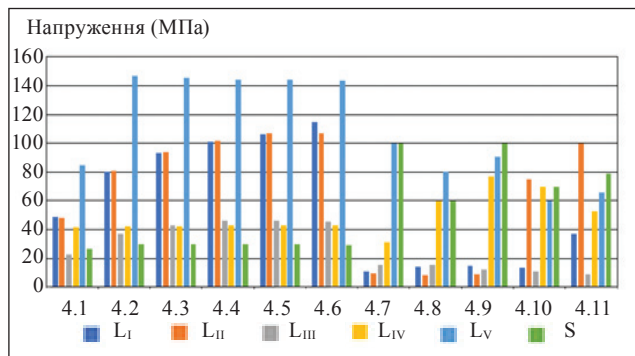
**Рис. 10.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для міжхребцевих дисків — друга розрахункова група



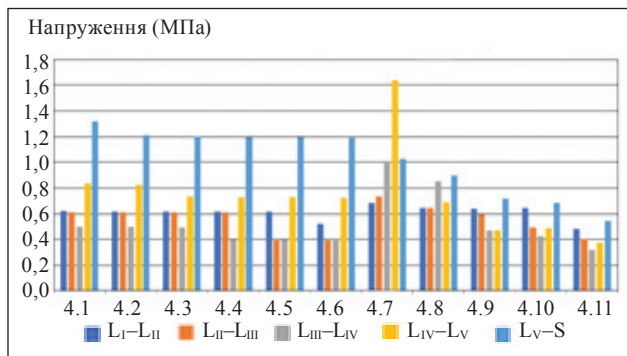
**Рис. 7.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для кіркової кістки — третя розрахункова група



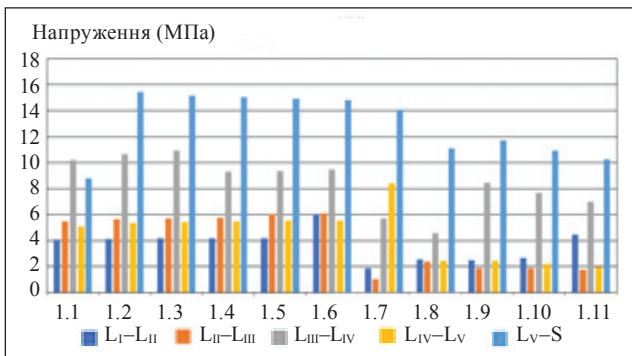
**Рис. 11.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для міжхребцевих дисків — третя розрахункова група



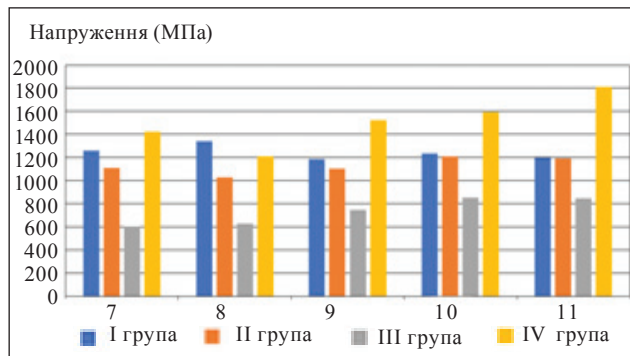
**Рис. 8.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для кіркової кістки — четверта розрахункова група



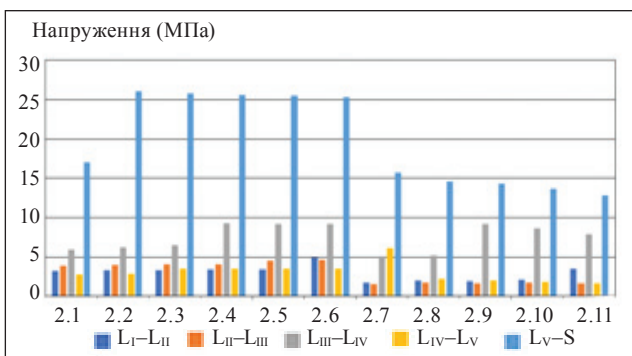
**Рис. 12.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для міжхребцевих дисків — четверта розрахункова група



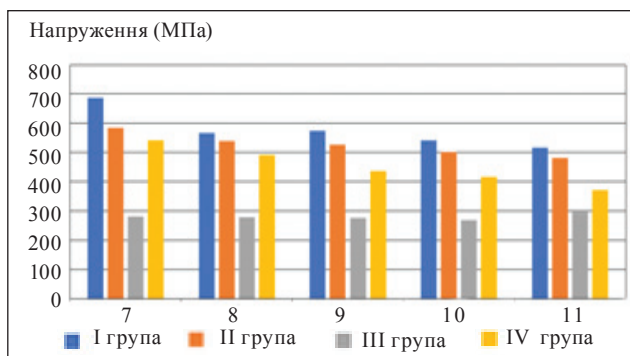
**Рис. 13.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для хрящів дуговідросткових суглобів — перша розрахункова група



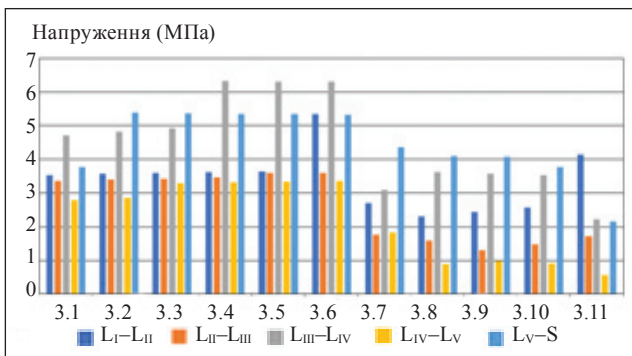
**Рис. 17.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для стрижня



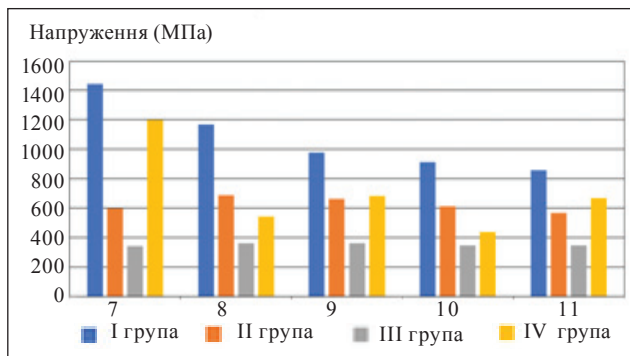
**Рис. 14.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для хрящів дуговідросткових суглобів — друга розрахункова група



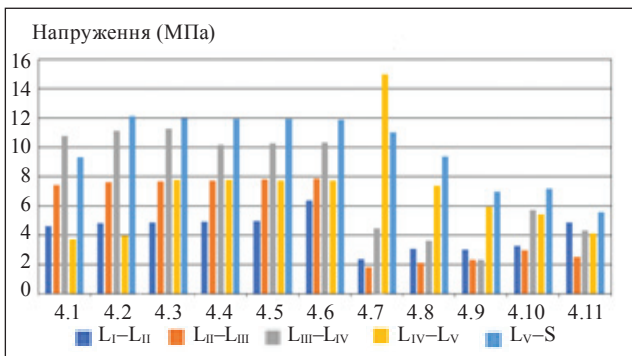
**Рис. 18.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для гвинта (S)



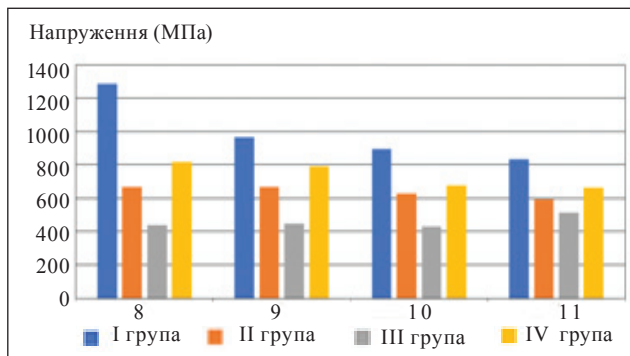
**Рис. 15.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для хрящів дуговідросткових суглобів — третя розрахункова група



**Рис. 19.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для гвинта (L<sub>V</sub>)



**Рис. 16.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для хрящів дуговідросткових суглобів — четверта розрахункова група



**Рис. 20.** Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для гвинта (L<sub>IV</sub>)



Таблиця 6

## Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для хрящів дуговідросткових суглобів

Сегмент хребта	Розрахункова схема										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1 розрахункова група											
L <sub>I</sub> -L <sub>II</sub>	4,08	4,15	4,18	4,19	4,20	6,05	1,91	2,57	2,50	2,68	4,45
L <sub>II</sub> -L <sub>III</sub>	5,51	5,66	5,72	5,76	6,04	6,08	1,05	2,42	1,91	1,90	1,77
L <sub>III</sub> -L <sub>IV</sub>	10,23	10,65	10,92	9,31	9,39	9,46	5,73	4,58	8,47	7,70	7,02
L <sub>IV</sub> -L <sub>V</sub>	5,08	5,37	5,43	5,48	5,52	5,57	8,39	2,42	2,47	2,21	2,00
L <sub>V</sub> -S	8,80	15,43	15,17	15,03	14,95	14,84	14,08	11,09	11,75	10,95	10,25
2 розрахункова група											
L <sub>I</sub> -L <sub>II</sub>	3,23	3,32	3,36	3,40	3,42	4,96	1,80	2,04	1,95	2,10	3,57
L <sub>II</sub> -L <sub>III</sub>	3,93	4,04	4,09	4,09	4,60	4,62	1,60	1,78	1,69	1,74	1,65
L <sub>III</sub> -L <sub>IV</sub>	5,95	6,26	6,48	9,27	9,20	9,18	5,16	5,22	9,18	8,68	7,92
L <sub>IV</sub> -L <sub>V</sub>	2,83	2,88	3,53	3,54	3,55	3,56	6,17	2,25	2,01	1,85	1,68
L <sub>V</sub> -S	17,07	26,06	25,80	25,59	25,48	25,36	15,73	14,66	14,29	13,64	12,87
3 розрахункова група											
L <sub>I</sub> -L <sub>II</sub>	3,54	3,58	3,60	3,62	3,64	5,34	2,70	2,31	2,45	2,57	4,14
L <sub>II</sub> -L <sub>III</sub>	3,36	3,41	3,43	3,46	3,60	3,61	1,77	1,59	1,30	1,48	1,73
L <sub>III</sub> -L <sub>IV</sub>	4,71	4,82	4,93	6,32	6,31	6,30	3,10	3,62	3,57	3,53	2,23
L <sub>IV</sub> -L <sub>V</sub>	2,78	2,86	3,29	3,32	3,34	3,36	1,82	0,89	0,98	0,93	0,58
L <sub>V</sub> -S	3,77	5,40	5,38	5,36	5,34	5,33	4,36	4,11	4,07	3,78	2,15
4 розрахункова група											
L <sub>I</sub> -L <sub>II</sub>	4,65	4,83	4,90	4,94	4,96	6,40	2,40	3,07	3,03	3,30	4,89
L <sub>II</sub> -L <sub>III</sub>	7,43	7,61	7,69	7,73	7,84	7,88	1,85	2,13	2,33	2,96	2,52
L <sub>III</sub> -L <sub>IV</sub>	10,76	11,14	11,28	10,20	10,27	10,34	4,46	3,63	2,33	5,71	4,32
L <sub>IV</sub> -L <sub>V</sub>	3,71	4,00	7,78	7,77	7,75	7,72	14,97	7,37	5,92	5,45	4,12
L <sub>V</sub> -S	9,32	12,10	12,00	11,94	11,91	11,87	11,01	9,38	6,98	7,18	5,59

Діаграми з максимальними еквівалентними напруженнями за von Mises в елементах транспедикулярної системи наведено на рис. 17–23 (табл. 7), а саме для стрижнів та гвинтів, які розміщено у хребцях S, L<sub>V</sub>-L<sub>I</sub>.

Показники, які відповідають максимальним повним переміщенням отриманим для усіх розрахункових схем наведено в діаграмі на рис. 24 (табл. 8).

Беручи до уваги, що перша та друга розрахункові групи описують моделі з близькими значеннями кутів, які окреслюють нормальні величини сегментарного і тотального поперекового лордозу, отримані значення максимальних еквівалентних напружень і повних переміщень є близькими.

У першій розрахунковій групі (з нормальним лордозом) максимальні еквівалентні напруження на кіркову кістку L<sub>V</sub> хребця складають 140 МПа за «патологічного» міжхребцевого диска L<sub>V</sub>-S (рис. 5). У порівнянні з четвертою розрахунковою групою (з гіперлордозом) ці напруження на кіркову кістку L<sub>V</sub> хребця зросли до 147 МПа (рис. 8).

Це може призвести до підвищення навантажень на суміжний сегмент загалом та можна розцінювати як початок каскаду до розвитку навантаження на прилеглий сегмент.

Якщо розглядати варіанти транспедикулярної фіксації, то за використання моносегментарної конструкції L<sub>V</sub>-S і «ушкодженого» диска на цьому рівні зростають еквівалентні напруження на кіркову кістку L<sub>V</sub> і S хребців (від 100 до 134 МПа) і в групах із нормальним, і з гіперлордозом. У разі полісегментарної фіксації L<sub>I</sub>-S, виникає перерозподіл напруження на кіркову кістку всіх хребців, але максимальні напруження (від 60 до 98 МПа) припадають на L<sub>V</sub> і S хребці майже у всіх розрахункових групах (рис. 5, 6, 8). Лише в групі з гіполордозом ці напруження мінімальні — 33 і 52 МПа (рис. 7).

Розглядаючи максимальні еквівалентні напруження на міжхребцевий диск, виявили зростання навантаження на вищерозташований диск за умов транспедикулярної фіксації.

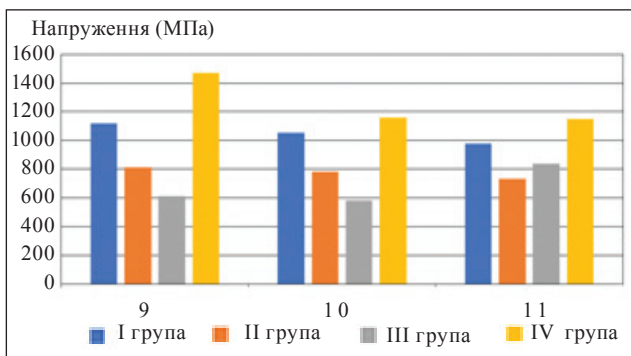


Рис. 21. Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для гвинта (L<sub>III</sub>)

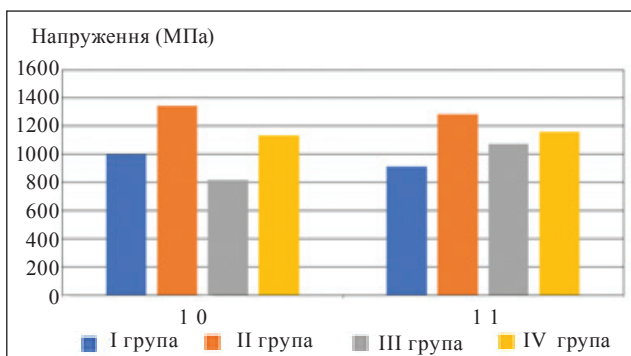


Рис. 22. Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для гвинта (L<sub>II</sub>)

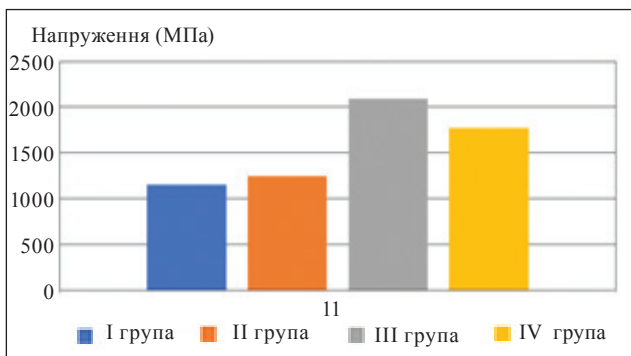


Рис. 23. Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для гвинта (L<sub>I</sub>)

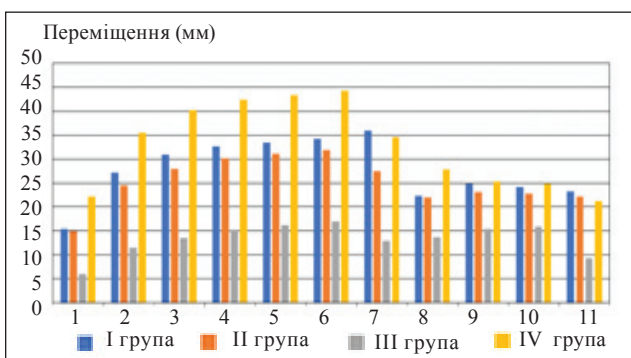


Рис. 24. Максимальні повні переміщення

Таблиця 7  
Максимальні еквівалентні напруження (МПа) для стрижнів та гвинтів

Розрахункова група	Розрахункова схема				
	7	8	9	10	11
Стрижень					
1	1263,10	1343,50	1184,50	1236,80	1196,20
2	1112,80	1030,00	1106,80	1213,60	1191,90
3	601,65	629,20	748,00	850,96	848,60
4	1426,40	1208,20	1525,70	1591,40	1813,90
Гвинт (S)					
1	687,51	566,79	574,23	542,14	515,64
2	585,09	539,23	525,76	502,55	480,44
3	281,26	278,67	276,80	268,82	297,26
4	540,60	492,48	437,63	416,83	372,02
Гвинт (L <sub>V</sub> )					
1	1444,40	1167,30	976,99	910,57	855,61
2	597,35	687,39	660,01	611,95	567,15
3	339,03	363,26	361,08	348,40	344,00
4	1198,50	543,21	684,00	437,04	666,56
Гвинт (L <sub>IV</sub> )					
1	—	1286,40	967,71	894,58	834,17
2	—	669,01	666,61	627,99	591,19
3	—	439,17	448,89	430,40	513,44
4	—	816,33	791,87	674,80	660,97
Гвинт (L <sub>III</sub> )					
1	—	—	1121,50	1053,80	979,86
2	—	—	812,24	781,58	733,61
3	—	—	614,14	582,73	841,07
4	—	—	1468,20	1160,80	1148,30
Гвинт (L <sub>II</sub> )					
1	—	—	—	997,95	912,90
2	—	—	—	1345,90	1282,70
3	—	—	—	816,46	1075,30
4	—	—	—	1134,30	1158,70
Гвинт (L <sub>I</sub> )					
1	—	—	—	—	1150,60
2	—	—	—	—	1247,40
3	—	—	—	—	2092,30
4	—	—	—	—	1773,80

Зокрема, у першій розрахунковій групі з гіполордозом у схемі з «ушкодженим» диском L<sub>V</sub>–S із транспедикулярною фіксацією цього сегмента зростає напруження на міжхребцевий диск L<sub>IV</sub>–L<sub>V</sub> до 0,90 МПа порівняно з інтактним станом (0,73 МПа) (рис. 9–11). Суттєво збільшується напруження на суміжний міжхребцевий диск L<sub>IV</sub>–L<sub>V</sub> за фіксації сегмента L<sub>V</sub>–S у групі з гіперлордозом (рис. 12).

Таблиця 8

## Максимальні повні переміщення

Розрахункова група	Розрахункова схема										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1	15,40	27,26	31,00	32,67	33,40	34,26	35,99	22,28	24,78	24,17	23,29
2	14,91	24,50	27,95	30,13	31,11	31,83	27,52	22,00	23,13	22,90	22,20
3	6,05	11,60	13,57	15,25	16,22	17,07	12,99	13,80	15,46	15,94	9,41
4	22,17	35,58	40,24	42,34	43,34	44,32	34,61	27,87	25,26	24,85	21,31

Отримані дані підкреслюють взаємозв'язок чинників перерозподілу навантаження в прилеглих сегментах.

Максимальне зростання напруження на хрящ дуговідросткових суглобів сегмента  $L_{IV}-L_V$  до 15 МПа визначено в разі фіксації ХРС  $L_V-S$  у четвертій розрахунковій групі з гіперлордозом. В інших групах отримані значення не дають можливість стверджувати чітку закономірність їхніх змін (рис. 13–16).

Під час проведення дослідження максимальні значення еквівалентних напружень губчастих кісток для розрахункових схем 1 і 7–11 не перевищували 10 МПа, але для схем 2–6, які відповідають «патологічному» стану без застосування транспедикулярної фіксації, значення критично наближаються до межі міцності для губчастої кістки — 16–22 МПа [15]. Описану тенденцію спостерігали в процесі вивчення максимальних еквівалентних напружень кіркових кісток відповідних до  $L_V$  хребця розрахункових схем 2–6, але вони не перевищували межю міцності — 160 МПа [16].

Із розгляду максимальних еквівалентних напружень стрижня значення для першої та другої розрахункових груп (описує нормальні кути сегментарного і тотального лордозу) виявлено близькі до значень четвертої (наводить найбільші кути сегментарного і тотального поперекового лордозу) — 1 100–1 800 МПа. Максимальне напруження 1 800 МПа припадає на стрижень у четвертій групі, розрахунковій схемі 11 (із гіперлордозом і полісегментарною фіксацією  $L_I-S$ ). Найменші значення максимальних еквівалентних напружень (600–850 МПа) визначено лише в третій групі, яка описує зменшені кути сегментарного і тотального лордозу (рис. 17). Відмічена тенденція найяскравіше виражена в разі вивчення максимальних повних переміщень (рис. 24). Аналіз їхніх значень, отриманих в елементах транспедикулярної системи, виявив показники, близькі до межі міцності, яка дорівнює 600–1 000 МПа [17].

Дослідивши отримані значення максимальних еквівалентних напружень для гвинтів, найбіль-

ші зафіксовані в  $L_V$  хребці за умов фіксації у всіх розрахункових групах, окрім третьої (гіполордоз). Такі самі напруження спостерігали і в  $L_{IV}$  хребці. Це, імовірно, пов'язано з тим, що 50 % тотального лордозу припадає саме на кути міжхребцевих сегментів  $L_{IV}-L_V$ ,  $L_V-S$ . Також максимальні еквівалентні напруження на гвинт спостерігали в  $L_{III}$  хребці в групі з гіперлордозом, і це є очікуваним, оскільки він розташований на верхівці вигину збільшеного лордозу (рис. 18–23). Проте в розрахунковій схемі 11, де значення напружень у гвинті, який розташований у  $L_I$  хребці, найбільші у всіх розрахункових групах, і навіть у групі з гіполордозом вони максимальні. Це, швидше за все, пов'язано з тим, що цей хребець є останнім у побудованій скінченно-елементній моделі, поверх нього створено додатковий елемент для коректного передавання навантаження. Тобто, із високою імовірністю ці значення мають похибку та, можливо, у разі побудови моделі з тілами  $Th_{XI}$ ,  $Th_{XII}$  хребців ці значення будуть змінені.

## Висновки

Зміна кутів показників (гіпо- та гіперлордоз), які описують сегментарний і тотальний поперековий лордоз суттєво змінюють напружено-деформований стан. Застосування транспедикулярної системи приводить до стабілізації «ушкодженого» сегмента, а також до перерозподілу та зменшення напружень. Збільшення кутів значень (гіперлордоз), які описують сегментарний і тотальний поперековий лордоз, спричинює зростання виникаючих напружень в елементах біологічних і біомеханічних систем і, навпаки, зменшення кутів значень (гіполордоз) призводить до зниження напружень. Ці висновки відповідають у разі розгляду повних переміщень. За підсумками проведених досліджень побудовано параметричні моделі, які описують різні кутові значення сегментарного і тотального поперекового лордозу, а також різноманітний стан поперекового сегмента хребта, без і з урахуванням транспедикулярної системи.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

### Список літератури

- Zienkiewicz O. C. The finite element method: its basis and fundamentals / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu. — Amsterdam ; Heidelberg : Butterworth-Heinemann, 2006. — 631 p.
- Roussouly P. Sagittal plane deformity: an over-view of interpretation and management / P. Roussouly, C. Nnadi // *European Spine Journal*. — 2010. — Vol. 19 (11). — P. 1824–1836. — DOI: 10.1007/s00586-010-1476-9.
- Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity / V. Lafage, F. Schwab, A. Patel [et al.] // *Spine*. — 2009. — Vol. 34 (17). — P. E599–E606. — DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181aad219.
- Risk-benefit assessment of surgery for adult scoliosis: an analysis based on patient age / J. S. Smith, C. I. Shaffrey, S. D. Glassman [et al.] // *Spine*. — 2011. — Vol. 36 (10). — P. 817–824. — DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181e21783.
- Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy / P. S. Rose, K. H. Bridwell, L. G. Lenke [et al.] // *Spine*. — 2009. — Vol. 34 (8). — P. 785–791. — DOI: 10.1097/BRS.0b013e31819d0c86.
- The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis: a pilot study / K. Mi Kyung, L. Sun-Ho, K. Eun-Sang [et al.] // *BMC Musculoskeletal Disord*. — 2001. — P. 12–69. — DOI: 10.1186/1471-2474-12-69.
- Jackson R. P. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study / R. P. Jackson, A. C. McManus // *Spine*. — 1994. — Vol. 19 (14). — P. 1611–1618. — DOI: 10.1097/00007632-199407001-00010.
- Sagittal alignment in lumbosacral fusion: relations between radiological parameters and pain / J. Y. Lazennec, S. Ramare, N. Arafati [et al.] // *European Spine Journal*. — 2000. — Vol. 9 (1). — P. 47–55 — DOI: 10.1007/s005860050008..
- Implications of spinopelvic alignment for the spine surgeon / V. A. Mehta, A. Amin, I. Omeis [et al.] // *Neurosurgery*. — 2012. — Vol. 70 (3). — P. 707–721. — DOI: 10.1227/NEU.0b013e31823262ea.
- Вплив попереково-тазових взаємовідношень на напружено-деформований стан поперекового відділу хребта / В. К. Піонтковський, М. А. Ткачук, О. В. Веретельник, В. О. Радченко // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2018. — № 4 (613). — С. 24–30. — DOI: 10.15674/0030-59872018424-30
- ANSYS Workbench [web source]. — Available from : <http://www.ansys.com>.
- Исследование напряженно-деформированного состояния системы «имплантат – поясничный отдел позвоночника – таз» при различных вариантах фиксации / А. А. Мезенцев, Д. Е. Петренко, А. А. Барков, А. В. Ярьсько // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2011. — № 2 — С. 37–41. — DOI: 10.15674/0030-59872011237-41.
- Піонтковський В.К. Патогенез, діагностика та хірургічне лікування гриж міжхребцевих дисків поперекового відділу хребта у хворих похилого та старечого віку : дисертація доктора медичних наук : 14.01.21 / Валентин Костянтинівич Піонтковський. — Харків, 2019. — 406.
- Bernhardt M. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction / M. Bernhardt, K. H. Bridwell // *Spine*. — 1989. — Vol. 14 (7). — P. 717–721. — DOI: 10.1097/00007632-198907000-00012.
- [http://fcpir.ru/upload/iblock/879/stagesummary\\_corebofs000080000kif04cm57m6em8o.pdf](http://fcpir.ru/upload/iblock/879/stagesummary_corebofs000080000kif04cm57m6em8o.pdf).
- Особенности прочностных характеристик губчатой кости при заболеваниях тазобедренного сустава / И. А. Кукин, И. В. Кирпичев, Л. Б. Маслов, С. В. Вихрев // *Fundamental research*. — 2013. — № 7. — С. 328–333.
- [http://metallicheckiy-portal.ru/marki\\_metallov/tit/VT20](http://metallicheckiy-portal.ru/marki_metallov/tit/VT20).

Стаття надійшла до редакції 30.07.2021

## INFLUENCE OF THE SAGITTAL LUMBAR PARAMETERS ON THE STRESS-STRAIN STATE OF THE SPINAL MOTOR SEGMENTS AT TRANSPEDICULAR FIXATION

O. O. Barkov <sup>1</sup>, O. V. Veretelnik <sup>2</sup>, M. M. Tkachuk <sup>2</sup>, M. A. Tkachuk <sup>2</sup>, V. V. Veretelnik <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

<sup>2</sup> National Technical University «Kharkiv Polytechnic Institute». Ukraine

✉ Oleksandr Barkov, MD, PhD in Traumatology and Orthopaedics: [a.barkov.79@gmail.com](mailto:a.barkov.79@gmail.com)

✉ Oleg Veretelnik: [veretelnik.oleg@gmail.com](mailto:veretelnik.oleg@gmail.com)

✉ Mykola Tkachuk, PhD in Tech. Sci.: [tma@tmm-sapr.org](mailto:tma@tmm-sapr.org)

✉ Mykola A. Tkachuk, Prof. in Tech. Sci.: [tma@tmm-sapr.org](mailto:tma@tmm-sapr.org)

✉ Victor Veretelnik, PhD in Phys.-Math. Sci.: [veretelnik.victor@gmail.com](mailto:veretelnik.victor@gmail.com)