

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ «ХРЕБЕТ-ІМПЛАНТ» ПРИ РІЗНИХ ТИПАХ ФІКСАЦІЇ ХРЕБТА ПІСЛЯ РЕЗЕКЦІЇ НАПІВХРЕБЦЯ

Предмет дослідження: напружено-деформований стан системи «хребет – імплантат» кінцево-елементної моделі фіксації хірургічної корекції вродженої кифотической деформації хребта.

Матеріал дослідження: 4 розрахункові моделі моделей тіл хребців ThIX-LIII з а) видаленням заднього опорного комплексу зі збереженням тіл хребців і фіксацією металоконострукцією; б) видаленням заднього опорного комплексу зі збереженням тіл хребців і фіксацією металоконострукцією; в) видаленням тіл хребців і фіксацією кейджем в) видаленням тіл хребців і фіксацією кейджем і кістковими трансплантатами.

Результати: Дослідження моделей: а) найбільші напруги під фіксують гвинтами металоконострукції ThXI б) максимальні значення напруг зменшуються на фіксує металоконострукції; в) основну напругу несе металоконострукція і кейдж, з рівномірним їх розподілом; г) рівномірний розподіл напружень на металоконострукції, трансплантати і їх кісткові опори.

Висновки: комбіноване використання задніх металевих фіксуючих конструкцій з міжтіловими кейджами і кістковими трансплантатами можуть істотно зменшити напругу в оперованих відділах хребта і досягти оптимального результату.

Ключові слова: кіфосколіоз, хірургічне лікування, металоконострукції.

ВСТУП

Сучасні досягнення хірургії деформацій хребта дозволяють здійснювати корекцію вродженої кифотической деформації на 70%-80% [1]. Така значна корекція викривлення є результатом впровадження хірургічних технологій видалення напівхребців у сполученні з фіксацією хребта сучасними металевими імплантатами [2].

В той же час, при аналізі результатів хірургічного лікування вродженого кіфозу звертає на себе увагу значна кількість ускладнень, що складає до 40%, серед яких найбільш розповсюдженими є післяопераційний неврологічний дефіцит та переломи фіксуючих стержнів імплантату [3]. На відміну від неврологічних ускладнень, які у світовій літературі висвітлюються у першу чергу, проблемі переломам фіксуючих стрижнів

та міграції металоконострукції, не приділяється належної уваги. Тому на нашу думку окрім визначення факторів ризику за даними світової літератури, які призводять до нестабільності металоконострукції, доцільним було провести математичне моделювання при різних типах фіксації хребта транспедикулярними конструкціями після виконання резекції напівхребця.

Мета дослідження – провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану системи «хребет-імплантат» при різних типах фіксації хребта після резекції напівхребця.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Дослідження напружено-деформованого стану (НДС) системи «хребет-імплантат» здійснювалось з використанням відомої моделі грудного та поперекового відділу хребта [4]. У випадку цього дослідження були змодельовані сегменти Th_{IX}-L_{III}.

Всі варіанти розрахункових моделей мали жорстке кріплення по нижній площині тіла хребця L_{III} та його суглобових мас (рис. 1). Вертикальне навантаження 100 Н при стоянні, яка проходить вздовж вісі тіла людини (в сагітальній площині вздовж передньої поверхні тіла хребця L_{III} замінено на еквівалентне навантаження 100 Н, яка діє на верхню площину тіла хребця Th_{IX} та відповідний момент сил 1 Нм, які забезпечують умови рівноваги).

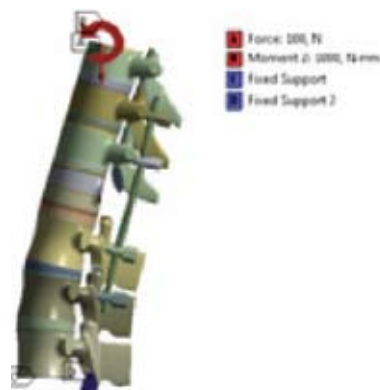


Рис. 1. Схема закріплення та навантаження розрахункової моделі системи «хребет-імплантат».

Були створені чотири розрахункові моделі:

- модель блока хребців Th_{IX}-L_{III} зі збереженим тілом хребця Th_{XII} та видаленим заднім опорним комплексом (рис. 2 а, б) та фіксацією хребців Th_X, Th_{XI} та L_I, L_{II}.
- модель блока хребців Th_{IX}-L_{III} зі збереженим тілом хребця Th_{XII} та видаленим заднім опорним комплексом (рис. 2 в, г) та фіксацією хребців Th_X, Th_{XI} та L_I, L_{II}. Додаткова фіксація суглобових мас хребців Th_{XI} та L_I кістковими трансплантатами.
- модель блока хребців Th_{IX}-L_{III} з кейджем замість тіла хребця Th_{XII} (рис. 2 д, є) та фіксацією хребців Th_X, Th_{XI} та L_I, L_{II}.
- модель блока хребців Th_{IX}-L_{III} з кейджем замість тіла хребця Th_{XII} (рис. 2 ж, з) та фіксацією хребців Th_X, Th_{XI} та L_I, L_{II}. Додаткова фіксація суглобових мас хребців Th_{XI} та L_I кістковими трансплантатами.

Матеріали вважали однорідним та ізотропним. Основні характеристики E – модуль пружності (модуль Юнга) та – коефіцієнт Пуасона взяти з літератури [5-7] та зведені в таблицю 1.

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, які використовуються

Матеріал	E (МПа)	ν
Кортикальна кістка	18350	0,3
Губчаста кістка	330	0,3
Хрящ	10,5	0,49
Міжхребцевий диск	4,5	0,45
Сталь	210000	0,3

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Розрахунок першого варіанта моделі – з тілом хребця Th_{XII} та фіксацією хребців Th_X, Th_{XI} та L_I, L_{II} показав, що фіксація стержнями хребців Th_X, Th_{XI} та L_I, L_{II} призводить до перерозподілу напруженого стану в блоці хребців Th_{IX}-L_{III}. Розподіл напружено-деформованого стану (НДС) нерівномірно, так максимальні значення напруг Мізеса спостерігаються в блоці хребців L_{II}-L_{III} та дорівнюють 7 МПа в суглобових масах хребця L_{II}. Для верхнього (над Th_{XII}) блока хребців найбільш напруженим є хребець Th_{IX}, де напруга Мізеса в ніжках хребця досягають величини 3,6 МПа. В тілі хребця Th_{XII} рівень напруженого стану не перевищує 0,3 МПа.

В блоці хребців Th_X-L_{II} основне навантаження несе фіксуєча конструкція. Найбільш напруженими місцями кісткової тканини є області входу гвинтів в кістку. На межі гвинт – кістка

найбільша величина напруг Мізеса спостерігається в хребці L_{II} та дорівнює 5,3 МПа. На рис. 2 показано розподіл напруг в фіксуєчій конструкції. Максимальні значення напруг в стержнях досягають величини 45,9 МПа та розташовані під кріпильними гвинтами хребця Th_{XI}.

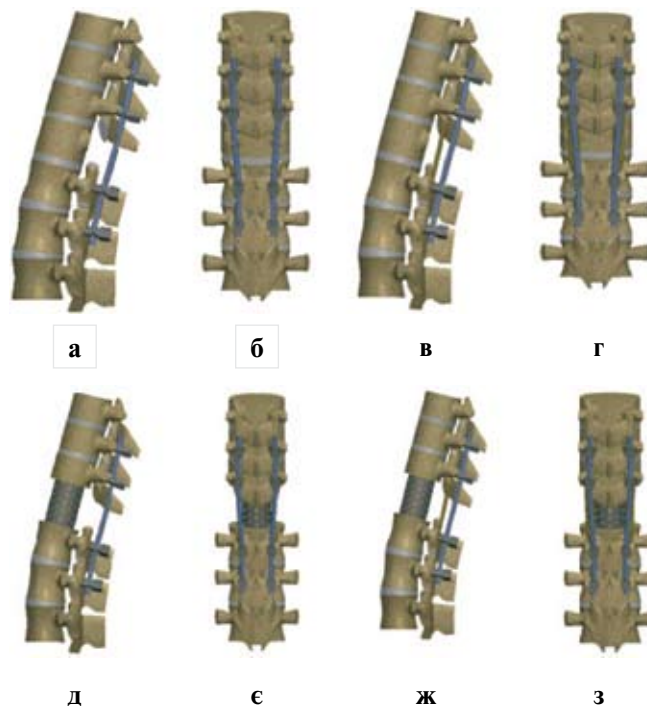


Рис. 2. Варіанти розрахункових моделей: а, б) з тілом хребця Th_{XI}; в) з тілом хребця Th_{XI} і кістковими трансплантатами; д, є) з кейджем; ж, з) з кейджем і кістковими трансплантатами.

Розрахунок другого варіанта моделі – з тілом хребця Th_{XII} та фіксацією хребців Th_X, Th_{XI} та L_I, L_{II} з додатковими кістковими трансплантатами визначив, що відмінність від попереднього варіанта моделі незначна. Рівень напруженого стану змінився лише в районі кріплення фіксуєчих кісткових трансплантатів, так в блоці хребців Th_{IX}-Th_{XI} рівень напруженого стану підвищився в ніжках хребця Th_{XI} та складає 2,9 МПа (1 МПа для першого варіанта моделі). В ніжках хребця L_I напруження досягають величини 1,6 МПа (1 МПа для першого варіанта моделі). В більшому ступені підвищення напруженого стану відбулося в суглобових масах, так для хребця Th_{XI} рівень напруженого стану досягає величини 5,2 МПа (1 МПа для першого варіанта моделі), а в суглобових масах хребця L_I – 4,3 МПа (0,3 МПа для першого варіанта моделі).

В фіксуєчій конструкції також відбулися зміни. На межі гвинт – кістка величина напруг Мізеса підвищилася в хребцях Th_{XI}, L_I та дорівнює для хребця Th_{XI} 2,5 МПа (1,3 МПа для першого варіанта моделі), для хребця L_I – 3,4 МПа (2 МПа

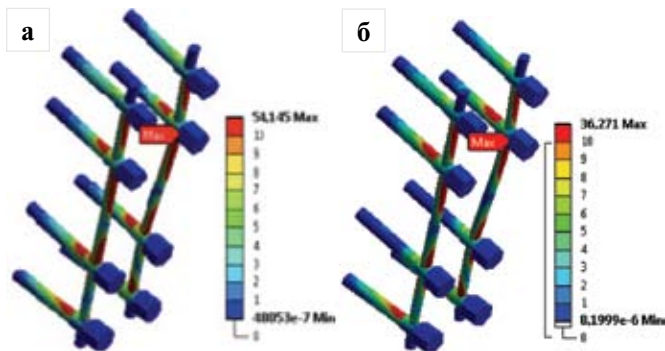


Рис. 3. Розподіл напружень в металевій конструкції першої (а) та другої (б) розрахункових моделях.

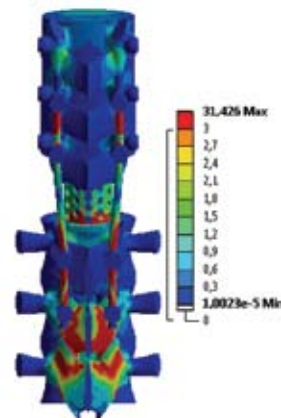
для першого варіанта моделі). Максимальні значення напруг в стержнях суттєво знизилися та дорівнюють 36,3 МПа (54,1 МПа для першого варіанта моделі) (рис. 3 а,б). Максимальні значення напруг Мізеса в кісткових пластинах досягають величини 6 МПа.

Аналіз НДС третьої розрахункової моделі з кейджем та фіксацією хребців Th_{XII} та фіксацією хребців Th_X , Th_{XI} та L_I , L_{II} показав, що фіксація стержнями хребців Th_X , Th_{XI} та L_I , L_{II} призводить до перерозподілу напруженого стану в блоці хребців Th_{XI} - L_{III} . Розподіл НДС нерівномірний, так, максимальні значення напруг Мізеса спостерігається в блоці хребців L_{II} - L_{III} та дорівнюють 7,2 МПа в суглобових масах хребця L_{II} . Для верхнього (над Th_{XII}) блока хребців найбільш напруженим є хребець Th_{IX} , де напруження Мізеса в ніжках хребця досягають величини 3,6 МПа. На відміну від першого варіанта моделі зі збереженням тіла хребця Th_{XI} підвищився та складає 1 МПа (0,4 МПа для першого варіанта моделі), аналогічна ситуація й для верхньої поверхні тіла хребця L_I – 1,6 МПа (0,6 МПа для першого варіанта моделі).

В блоці хребців Th_X - L_{II} основне навантаження несе фіксуюча конструкція та кейдж. Найбільш напруженими місцями кісткової тканини є області входу гвинтів в кістку. На межі гвинт – кістка найбільша величина напруг Мізеса спостерігається в хребці L_{II} та дорівнює 4 МПа (5,3 МПа для першого варіанта моделі). На рис. 4 показано розподіл напруг в моделі, що досліджується. Максимальне значення напруг в стержнях досягають величини 31,4 МПа та розташовані під крипіжними гвинтами хребця Th_X (Th_{XI} для першого варіанта моделі). В кейджі, в його верхній частині рівень напруженого стану досягає величини 9 МПа, а в нижній задній частині – 6,5 МПа.

Розрахунок та аналіз НДС четвертого варіанта моделі – з кейджем та фіксацією хребців Th_X , Th_{XI} та L_I , L_{II} з додатковими кістковими тран-

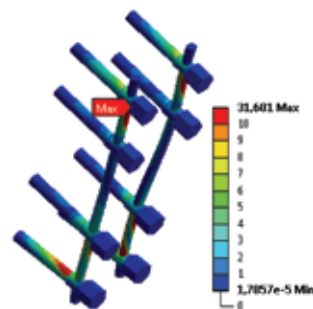
Рис. 4. Модель системи «хребет-імплантат» з кейджем та фіксацією хребців Th_{XII} та фіксацією хребців Th_X , Th_{XI} та L_I , L_{II}



сплантатами виявив, що відмінність від попереднього варіанта моделі незначна. Рівень напруженого стану змінився лише в районі кріплення фіксуючих кісткових трансплантатів. Так, в блоці хребців Th_{IX} - Th_{XI} рівень напруженого стану підвищився в суглобових масах Th_{XI} та складає 3,5 МПа (0,2 МПа для третього варіанта моделі).

В імплантаті зміни напруженого стану також незначні. На межі гвинт – кістка величина напруг Мізеса в хребці L_I – 0,8 МПа (0,6 МПа для першого варіанта моделі). Максимальні значення напруг в стержнях практично не змінилися та дорівнюють 31,7 МПа (31,4 МПа для третього варіанта моделі) (рис. 5). Максимальні значення напруг Мізеса в кісткових трансплантатах знизилися на відміну від моделі зі збереженням хребцем Th_{XII} та досягають величини 1,8 МПа (6 МПа для першого варіанта моделі).

Рис. 5. Розподіл НДС в імплантаті при дослідженні четвертого варіанта моделі – з кейджем та фіксацією хребців Th_X , Th_{XI} та L_I , L_{II} з додатковими кістковими трансплантатами



Втрата стабільності фіксації системи «хребет-імплантат» при хірургічному лікуванні вродженого кіфозу є загрозливим ускладненням, оскільки це призводить до значного порушення опірної функції хребта у прооперованого пацієнта, та може призвести до прогресування деформації, та у деяких випадках виникнення неврологічного дефіциту у віддаленому післяопераційному періоді.

В роботі J. Guo зі співавторами [8], описані ускладнення, що пов'язані із нестабільністю конструкції у 116 пацієнтів із вродженою деформацією хребта, яких лікували за допомогою резекції напівхребця із заднього доступу. У 11 пацієнтів з них в післяопераційному періоді були відмічені

ускладнення пов'язані із нестабільністю метало-конструкції. Середня тривалість спостереження за пацієнтами в післяопераційному періоді склала 67 місяців (від 24 до 133 місяців). Величина корекції деформації склала 79,5 %. Серед факторів, які сприяють розвитку нестабільності метало-конструкції автори виділили вік пацієнтів (молодше 5 років), наявність напівхребця в поперековому відділі хребта та бісегментарну фіксація (фіксацією транспедикулярною конструкцією на I рівень вище на нижче видаленого напівхребця).

В роботі [9] надано результат лікування 56 пацієнтів із вродженою деформацією хребта. Всім пацієнтам було виконано резекцію напівхребця із заднього доступу з фіксацією транспедикулярною конструкцією. Середній вік на момент операції склав 9,9 років (від 1,5 до 17 років). У двох пацієнтів автори відмічали перелом фіксуючого стержня. У одного пацієнта перелом стержня було виявлено через 6 місяців після операції. Проте ревізійну операцію не було виконано, тому що на цей момент був сформований кістковий блок та не було відмічено втрати корекції або міграції стержнів. У другого пацієнта перелом фіксуючого стержня було виявлено через два роки після операції. Рентгенологічно було відмічено втрату корекції та міграцію стержня. Хворому було виконано ревізійну операцію із заміною фіксуючого стержня із додатковою фіксацією міжтіловим кейджем.

S.I.Suk зі співавторами [10] описали результати лікування 70 хворих (34 чоловіків та 36 жінок), яким виконували вертебретомію із заднього доступу. Середній вік на момент хірургічного втручання склав 27,4 років. Мінімальний строк спостереження за пацієнтами в післяопераційному періоді склав 2 роки. Корекція деформації хребта у фронтальній площині склала 61,9 % в сагітальній площині – 45,2. Ускладнення було описано у 24 пацієнтів. Серед них ускладнення, що пов'язані із нестабільністю метало-конструкції були у 5 пацієнтів.

В роботі Y. Atici зі співавторами надали результат лікування 10 пацієнтів за допомогою педикулярної субтракційної вертебретомії [11]. Середній вік на момент операції склав 12,6 років (від 8 до 18 років). Середній строк спостереження за хворими в післяопераційному періоді склав 51,8 місяців (від 26 до 96 місяців). Середня величина кифотичної деформації до та після операції склала 67,7° (від 42 до 88°) та 31,5° (від 14 до 73°) відповідно. Ускладнення, що пов'язані із нестабільністю метало-конструкції було описано у 1 пацієнта.

В нашому дослідженні було проведено аналіз НДС системи «хребет-імплантат» зі засто-

сування різних варіантів фіксації імплантатом після резекції напівхребця. В результаті аналізу отриманих результатів нами встановлено, що причинами перелому фіксуючих стержнів є збільшенні значення напружень у імплантаті на рівні виконання остеотомії хребта. В той же час, застосування кісткового трансплантату у якості додаткової опори, дозволяє зменшити величину напружень та покращити їх розподіл.

Застосування у якості міжтілової опори титанового кейджу дозволяє зменшити напруження у транспедикулярному імплантаті. При цьому, додаткове встановлення кісткових трансплантатів на задні елементи хребців не впливає на величину та характер розподілу НДС. В той же час, слід зауважити, що порівнюючи напруження у фіксуючих стержнях у другій та четвертій моделях ми не знайшли значних розбіжностей (36,3 МПа проти 37,1 МПа). Тобто, одне тільки застосування додаткової задньої опори у вигляді кісткових трансплантатів має саме такий ефект на НДС фіксуючих стержнів, як і встановлення міжтілового кейджу. Таким чином, беручи до уваги той факт, що встановлення кейджу замість видаленого має певні технічні труднощі, та підвищує ризик неврологічних ускладнень, що виникають внаслідок маніпуляцій зі спинним мозком та його елементами, не завжди є необхідним використання металевих імплантатів для відновлення опірної функції хребта при виконанні видалення напівхребця.

ВИСНОВКИ

1. Дослідження напружно-деформованого стану системи «хребет-імплантат» при різних типах фіксації імплантатами після резекції напівхребця показало, що причинами переломів фіксуючої металеві конструкції є підвищені напруження у стержнях.
2. Використання кісткових трансплантатів у якості додаткової опори задніх елементів хребта дозволяє зменшити та більш рівномірно розподілити напруження, що виникають у металевій конструкції.
3. Застосування металевих кейджу є доцільним з огляду на зменшення вірогідності перелому транспедикулярного імплантату, в той же час, використання кісткового трансплантату має аналогічний ефект на фіксуючі стержні.
4. Є доцільним розробити новий хірургічний метод корекції вродженого кіфозу зі встановленням кісткових трансплантатів, застосування якого дозволить зменшити кількість переломів металеві конструкції у післяопераційному періоді.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Anterior and posterior spinal fusion: comparison of one-stage and two-stage procedures // GR Viviani, V Raducan, DA Bednar [et al.] // *Can J Surg.* – 1993. – Vol. 36, № 5. – P. 468-473.
2. Outcome of hemivertebra resection in congenital thoracolumbar kyphosis and scoliosis by posterior approach / MA Qureshi, IF Pasha, AB Khalique // *J Pak Med Assoc.* – 2015. – Vol. 65, № 11. – S 142-146.
3. Posterior hemivertebra resection with bisegmental fusion for congenital scoliosis: more than 3 year outcomes and analysis of unanticipated surgeries / W. Shengru, Z. Jianguo, Q. Guixing [et al.] // *Eur Spine J.* – 2013. – Vol. 22, № 2. – P. 387–393. Published online 2012 Nov 21. doi: 10.1007/s00586-012-2577-4
4. Петренко Д.Є. Кінцево-елементна модель грудного та поперекового відділів хребта / Д.Є. Петренко А.О. Мезенцев О.В.Яресько // Інформаційний бюлетень НАМН України. – 2014. – №37. – 151-152 с.
5. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В.Кнетс, Г.О.Пфафрод, Ю.Ж.Саулгозис. – Рига: Зинатне, 1980. – 320 с.
6. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник / В.А.Березовский, Н.Н. Колотилов. – К.: Наукова думка, 1990. – 224 с/
7. Pajewski T.N. Current approach on spinal cord monitoring: the point of view of the neurologist, the anesthesiologist and the spine surgeon // T. N. Pajewski, L.H. Phillips // *Eur Spine J.* – 2007. – Vol. 16, № 2. – 115–129.
8. Risk factors for construct/implant related complications following primary posterior hemivertebra resection: Study on 116 cases with more than 2 years' follow-up in one medical center / G. Jianwei, Z. Jianguo, W. Shengru [et al.] // *BMC Musculoskelet Disord.* – 2016. – Vol. 17, № 1. – P. 380.
9. The efficacy and complications of posterior hemivertebra resection / Z. Jianguo, W. Shengru, Q. Guixing [et al.] // *Eur Spine J.* – 2011. – Vol. 20, № 10. – P. 1692–1702.
10. Posterior vertebral column resection for severe spinal deformities / SI Suk, ER Chung, SM Lee [et al.] // *Spine.* – 2005. – Vol. 30, № 23. – P. 703-710.
11. The results of closing wedge osteotomy with posterior instrumented fusion for the surgical treatment of congenital kyphosis / Y Atici, S Sökücü, O Uzümcügil [et al.] // *Eur Spine J.* – 2013. – Vol. 22, № 6. – P. 1368-1374. doi: 10.1007 // s 00586-013-2755-z. Epub 2013 Mar 28.

Демченко Д.А., Яресько А.В., Петренко Д.Е., Мезенцев А.А.

Исследование напряженно-деформированного состояния системы «позвоночник – имплант» при различных типах фиксации позвоночника после резекции полупозвонок

Предмет исследования: напряженно-деформированное состояние системы «позвоночник – имплантат» конечно-элементной модели фиксации хирургической коррекции врожденной кифотической деформации позвоночника.

Материал исследования: 4 расчетные модели моделей тел позвонков Th_{IX}-L_{III} с а) удалением заднего опорного комплекса с сохранением тел позвонков и фиксацией металлоконструкцией; б) удаление заднего опорного комплекса с сохранением тел позвонков и фиксацией металлоконструкцией; в) удаление тел позвонков и фиксацией кейджем в) удаление тел позвонков и фиксацией кейджем и костными трансплантатами.

Результаты: Исследование моделей: а) наибольшие напряжения под фиксирующими винтами металлоконструкции Th_{XI} б) максимальные значения напряжений уменьшаются на фиксирующей металлоконструкции; в) основное напряжение несет металлоконструкция и кейдж, с равномерным их распределением; г) равномерное распределение напряжений на металлоконструкции, трансплантаты и их костные опоры.

Выводы: комбинированное использование задних металлических фиксирующих конструкций с межтеловыми кейджами и костными трансплантатами могут существенно уменьшить напряжение в оперированных отделах позвоночника и достигнуть оптимального результата.

Ключевые слова: кифосколиоз, хирургическое лечение, металлоконструкции.

Demchenko D. A., Yaresko A. V., Petrenko D. E., Mezentsev A. A.

Investigation of the stress-deformed condition of the spine-implant system in various types of fixing the spine after resistance of the semi-call

The subject of the research: the stress-strain state of the "spine-implant" system of the finite element model of fixation of surgical correction of congenital kyphotic deformation of the spine.

Material of the study: 4 computational models of models of vertebral bodies Th_{IX}-L_{III} with a) removal of the posterior support complex with preservation of vertebral bodies and fixation with metalware; b) removal of the posterior support complex with preservation of the vertebral bodies and fixation by the metal structure; c) removal of vertebral bodies and fixation of cages c) removal of vertebral bodies and fixation of cages and bone grafts.

Results: Investigation of models: a) the greatest stresses under the fixing screws of the Th_{XI} metal structure; b) the maximum stress values are reduced on the fixing metal structure; c) the main stress is carried by the metal structure and cage, with their uniform distribution; d) a uniform distribution of stresses on metal structures, transplants and their bone supports.

Conclusions: the combined use of rear metal fixation structures with interbody log cages and bone grafts can significantly reduce stress in the operated spine and achieve the optimal result.

Key words: kyphoscoliosis, surgical treatment, metal constructions.