

УДК 616.712-007.2-089.843(045)

В.М. Пилипко^{1,3}, А.Ф. Левицький^{1,3}, М.Ю. Карпінський², О.Д. Карпінська²,
О.В. Яресько²

Порівняльний аналіз напружено-деформованого стану грудної клітки при корекції лійкоподібної деформації із застосуванням двох пластин: порівняння паралельного та схрещеного методів встановлення фіксаторів

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків

³Національна дитяча спеціалізована лікарня «ОХМАТДИТ», м. Київ, Україна

Paediatric Surgery(Ukraine).2023.3(80):40-49; doi 10.15574/PS.2023.80.40

For citation: Pylypko VM, Levytskyi AF, Karpinsky MYu, Karpinska OD, Yaresko OV. (2023). Comparative analysis of the stress-deformed state of the chest during the correction of the funnel-shaped deformity with the use of two plates: a comparison of the parallel and crossed methods of placing the fixators. Paediatric Surgery (Ukraine). 3(80): 40-49. doi: 10.15574/PS.2023.80.40.

Мінінвазивна корекція лійкоподібної деформації грудної клітки за Nuss є ефективним та косметичним методом хірургічного виправлення цієї деформації. Деякими авторами запропоновано використання двох пластин зі схрещеним методом проведення під час корекції.

Мета – вивчити зміни в напружено-деформованому стані моделі грудної клітки в порівнянні паралельного і схрещеного розташування фіксаторів при мінінвазивній корекції лійкоподібної деформації грудної клітки за Nuss.

Матеріали та методи. Моделювали дві схеми корекції лійкоподібної деформації грудної клітки: з паралельним розташуванням пластин (паралельний метод), із хрестоподібним розташуванням пластин (схрещений метод). Моделі навантажували розподіленою силою 100 Н, прикладеною до грудини. Вивчали величини напружень у кісткових елементах, відносні деформації реберного хряща як найбільш м'якого і, як наслідок, найбільш сприятливого до деформації елемента моделей. Також вивчали величини максимальних переміщень грудини та коригуючих пластин як показник збереження досягнутої корекції.

Результати. Схрещений метод розташування коригуючих пластин забезпечує трохи нижчий рівень напружень практично у всіх кісткових елементах. Винятком можна вважати сьомі ребра, у яких напруження в даному випадку сягають позначки 9,0 МПа, що наближається до нижньої межі показників міцності ребер. З точки зору збереження корекції деформації незначну перевагу в 1,0 мм має схрещений метод розташування коригуючих пластин. Але паралельна схема забезпечує меншу відносну деформацію реберних хрящів. Враховуючи вищевикладене, можна зробити висновок, що жодна з досліджених схем не має однозначної переваги над іншою за критеріями механічних показників. Тому, обираючи ту або іншу схему корекції лійкоподібної деформації грудної клітки, треба враховувати додаткову інформацію (форму деформації грудини та ребер, зручність проведення пластин, вік пацієнта тощо).

Висновки. Жодна з досліджених схем не має однозначної переваги над іншою за критеріями механічних показників. З точки зору збереження корекції деформації незначну перевагу в 1,0 мм має схрещений метод розташування коригуючих пластин. Паралельна схема забезпечує меншу відносну деформацію реберних хрящів. За критерієм розподілу напружень у кісткових елементах моделі схрещений метод розташування коригуючих пластин забезпечує трохи нижчий їхній рівень практично у всіх кісткових елементах, але максимальне значення напружень 9,0 МПа на сьомому ребрі за хрестоподібного розташування коригуючих

пластин наближається до нижньої межі показника міцності ребер, що в деяких випадках може спричинити його перелом. Обираючи ту або іншу схему корекції лійкоподібної деформації грудної клітки, слід враховувати додаткову інформацію.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Ключові слова: грудина, деформація, корекція, моделювання.

Comparative analysis of the stress-deformed state of the chest during the correction of the funnel-shaped deformity with the use of two plates: a comparison of the parallel and crossed methods of placing the fixators

V.M. Pylypko^{1,3}, A.F. Levytskyi^{1,3}, M.Yu. Karpinsky², O.D. Karpinska², O.V. Yaresko²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine

³National Children's Specialized Hospital «OKHMATDYT», Kyiv, Ukraine

Minimally invasive correction of funnel-shaped chest deformity by the Nuss is an effective and cosmetic method of surgical correction of this deformity. Some authors have proposed the use of two plates with a crossed technique for correction.

Purpose – to study the changes that occur in the stressed-deformed state of the chest model in comparison of the parallel crossed arrangement of the fixators during the minimally invasive correction of funnel-shaped chest deformity according to Nuss.

Materials and methods. 2 schemes for the correction of the funnel-shaped deformation of the sternum were modeled: with a parallel arrangement of plates (parallel method), with a cross-shaped arrangement of plates (crossed method). The models were loaded with a distributed force of 100 N applied to the sternum. They studied the stress values in the bone elements, the relative deformations of costal cartilage, as the softest and, as a result, the most favorable to deformation element of the models. The magnitudes of the maximum movements of the sternum and corrective plates were also studied as an indicator of the preservation of the achieved correction.

Results. The crossed method of positioning the corrective plates ensures a slightly lower level of stress in almost all bone elements. An exception can be considered the seventh ribs, where the stress, in this case, reaches 9.0 MPa, which is close to the lower limit of the indicators of the strength limit of the ribs. From the point of view of preserving deformation correction, the crossed method of arranging the correcting plates has a slight advantage of 1.0 mm. But the parallel scheme provides a smaller relative deformation of the costal cartilages. Taking into account all of the above, it can be concluded that none of the studied schemes has an unequivocal advantage over the other according to the criteria of mechanical indicators. Therefore, when choosing one or another scheme for the correction of a funnel-shaped sternum deformity, additional information should be taken into account, such as the shape of the sternum deformity and the rib, the convenience of carrying out the plates, the age of the patient, etc.

Conclusions. None of the studied schemes has an unequivocal advantage over the other according to the criteria of mechanical indicators. From the point of view of preserving deformation correction, the crossed method of arranging the correcting plates has a slight advantage of 1.0 mm. The parallel scheme ensures a smaller relative deformation of the costal cartilages. According to the criterion of stress distribution in the bone elements of the model, the crossed method of arranging the corrective plates provides a slightly lower level in almost all bone elements, but the maximum stress value of 9.0 MPa on the seventh rib with the cross-shaped arrangement of the corrective plates approaches the lower limit of the index of the strength limit of the ribs which, in some cases, can cause its fracture. Additional information should be taken into account when choosing one or another scheme for the correction of the funnel-shaped deformity of the sternum.

No conflict of interests was declared by the authors.

Keywords: sternum, deformation, correction, modeling.

Вступ

Мінінвзивна корекція лійкоподібної деформації грудної клітки (ЛДГК) за Nuss є ефективним та косметичним методом хірургічного виправлення цієї деформації [11]. Однак за останнє десятиліття метод вимушено зазнає модифікацій від провідних хірургічних інститутів світу для поліпшення стабільності та збільшення коригуючого впливу фіксаторів на запалу передню грудну стінку [17]. Так, для поліпшення стабільності металевих заградних пластин і результатів хірургічного втручання запропоновано

застосовувати більше ніж одну заградну пластину [3]. Застосування двох заградних пластин, з'єднаних між собою поперечними планками по боках, із паралельним методом проведення є стабільною конструкцією, що дає змогу уникнути додаткової фіксації до грудинно-реберного комплексу [16]. Однак деякими авторами запропоновано використання двох пластин зі схрещеним методом проведення при корекції ЛДГК [7,10]. Такий метод, за даними досліджень, є ефективнішим із точки зору впливу на найбільш запалу частину деформації

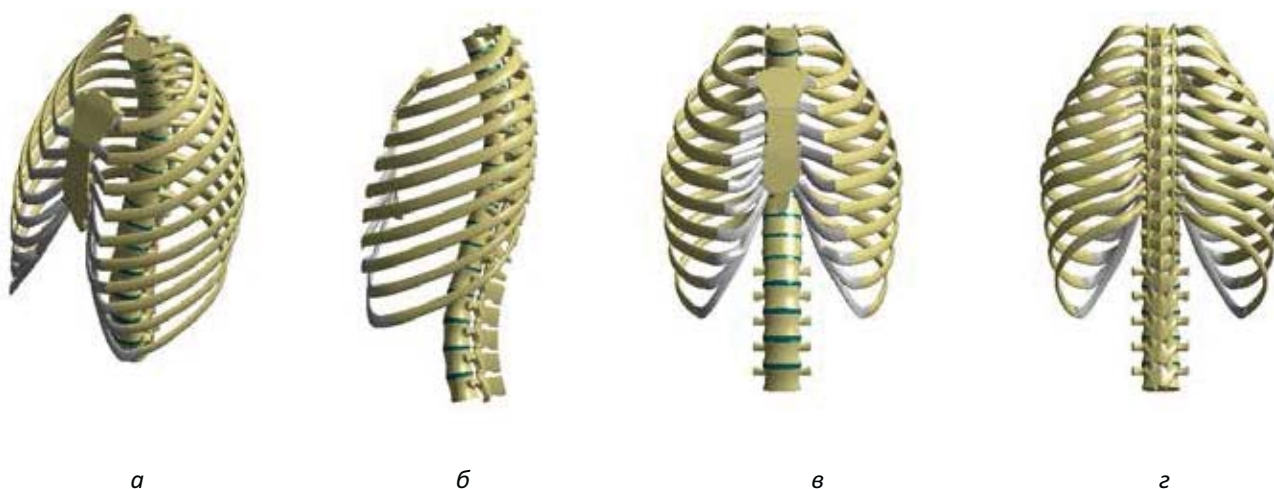


Рис. 1. Геометрична модель хребта та грудної клітки з лійкоподібною деформацією: а – загальний вигляд; б – вигляд у сагітальній площині; в – вигляд спереду; г – вигляд ззаду

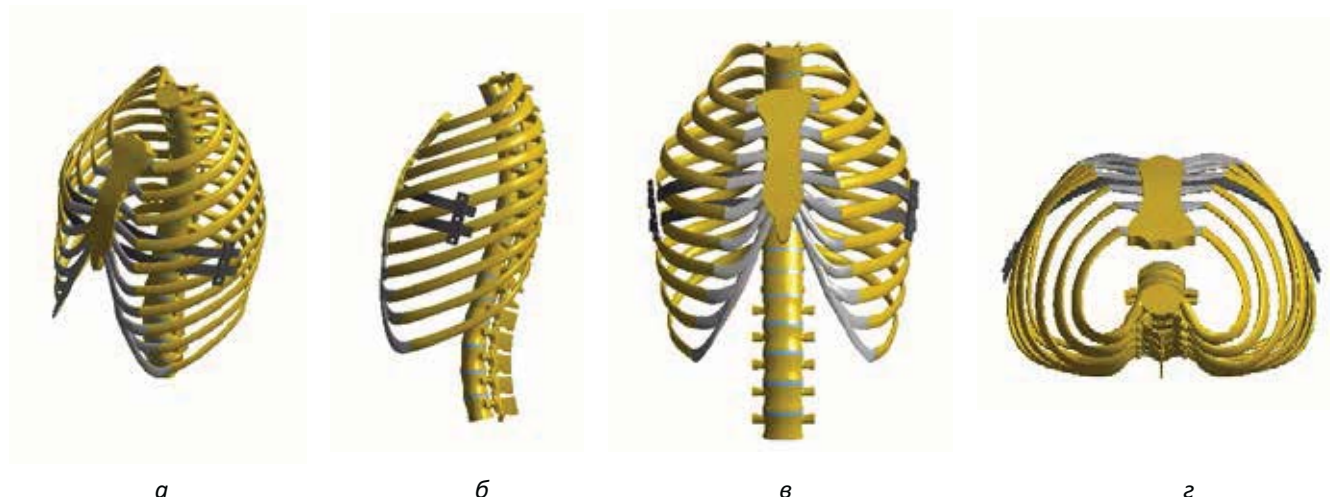


Рис. 2. Схема корекції лійкоподібною деформації грудної клітки з паралельним розташуванням пластин: а – загальний вигляд; б – вигляд у сагітальній площині; в – вигляд спереду; г – вигляд зверху

грудної клітки, ніж паралельне розташування фіксаторів [5]. Також деякі клінічні дослідження порівняння схрещеного та паралельного методів розташування фіксаторів свідчать про переваги схрещеного методу в частині впливу на низькі форми деформації [15]. Постає питання, чи відрізняється напружено-деформований стан грудної клітки, фіксаторів у разі застосування різних методів проведення двох загридинних пластин, а також як розподіляються навантаження на гридинно-реберний комплекс і фіксатори.

Мета дослідження – вивчити зміни в напружено-деформованому стані моделі грудної клітки в порівнянні паралельного і схрещеного розташування фіксаторів при мініінвазивній корекції ЛДГК за Nuss.

Матеріали та методи дослідження

За основу побудови розрахункової моделі взято модель хребта, розроблену в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України» [8,9,18]. На підставі даних про властивості ребер [13,19] та анатомічні особливості функціонального руху ребер [6,14] створено розрахункову скінчено-елементну модель з ЛДГК (рис. 1). Розрахунки виконано методом скінчених елементів.

Модельовано дві схеми корекції ЛДГК:

1) з паралельним розташуванням пластин (далі – паралельний метод), схему накладання пластин наведено на рисунку 2;

2) з хрестоподібним розташуванням пластин (далі – схрещений метод), схему накладання пластин наведено на рисунку 3.

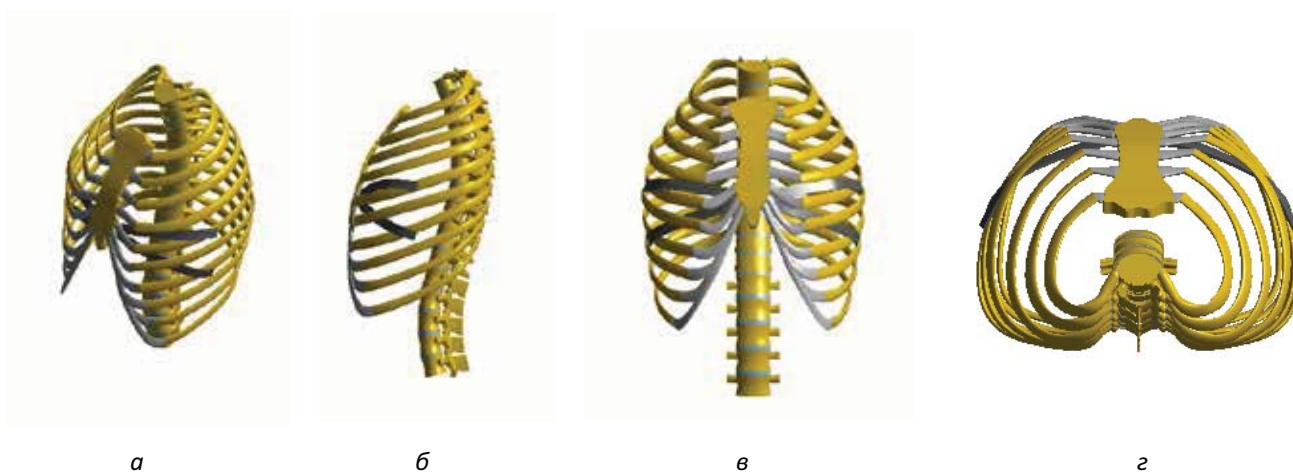


Рис. 3. Схема корекції лікоподібної деформації грудної клітки з накладанням двох пластин навхрест: а – загальний вигляд; б – вигляд у сагітальній площині; в – вигляд спереду; г – вигляд зверху



Рис. 4. Схема навантаження моделей

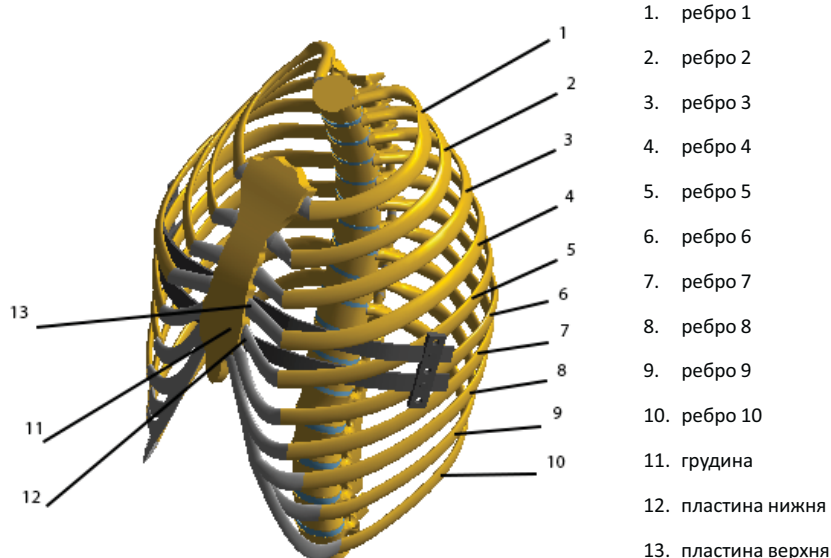


Рис. 5. Схема розташування контрольних точок

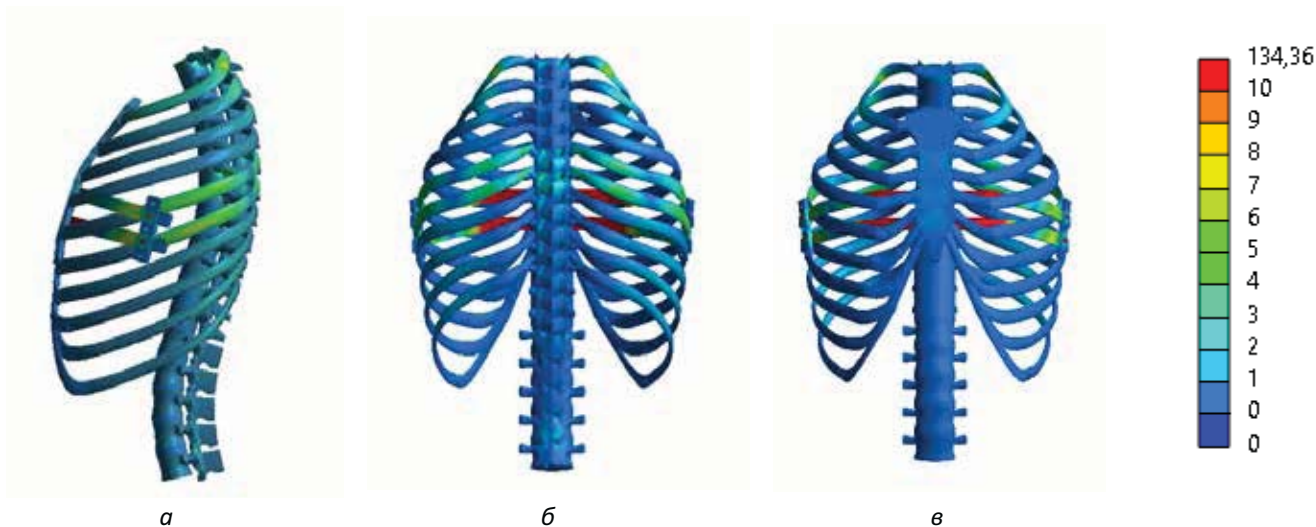


Рис. 6. Розподіл напружень у моделі грудної клітки з корекцією лікоподібної деформації двома паралельними пластинами: а – вигляд у сагітальній площині; б – вигляд спереду; в – вигляд ззаду

Оригінальні дослідження. Торакальна хірургія

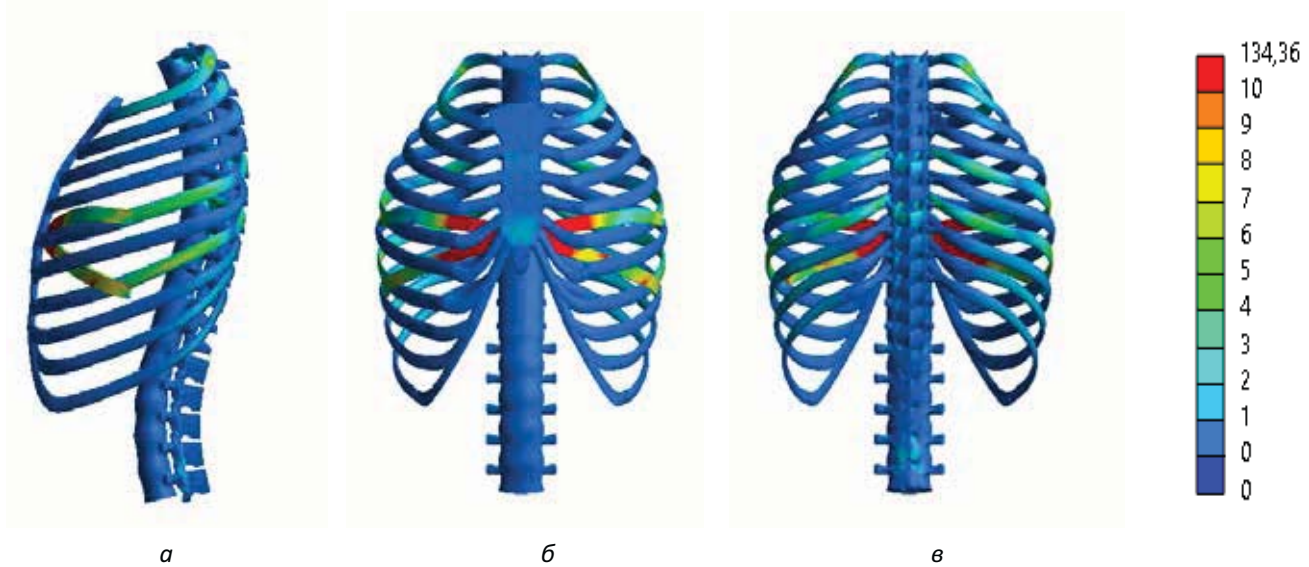


Рис. 7. Розподіл напружень у моделі грудної клітки з корекцією лікоподібної деформації двома пластинами, розташованими навхрест: а – вигляд у сагітальній площині; б – вигляд спереду; в – вигляд ззаду

Під час моделювання матеріал вважали однорідним та ізотропним. В якості скінченного елемента обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [2,4,12,20]. Використані характеристики (E – модуль пружності Юнга, ν – коефіцієнт Пуассона) наведено в таблиці 1.

Моделі навантажено розподіленою силою 100 Н, прикладеною до груднини. По верхній поверхні тіла хребця СІ та по нижній поверхні тіла хребця LV модель мала жорстке закріплення. Таку схему закріплення обрано тому, щоб модель не перекидалася за однобічного навантаження на грудину. Схему навантаження моделей наведено на рисунку 4.

Для порівняння величин напружень в елементах моделей обрано контрольні точки, схему розташування яких наведено на рисунку 5.

У моделі з хрестоподібною схемою розташування пластин верхньою вважали пластину, яка має безпосередній контакт із грудиною.

На всіх моделях вивчено величини напружень в усіх контрольних точках, відносні деформації реберного хряща як найбільш м'якого і, як наслідок, найбільш сприятливого до деформації елемента моделей. Також вивчено величини максимальних переміщень груднини та коригуючих пластин як показник збереження досягнутої корекції.

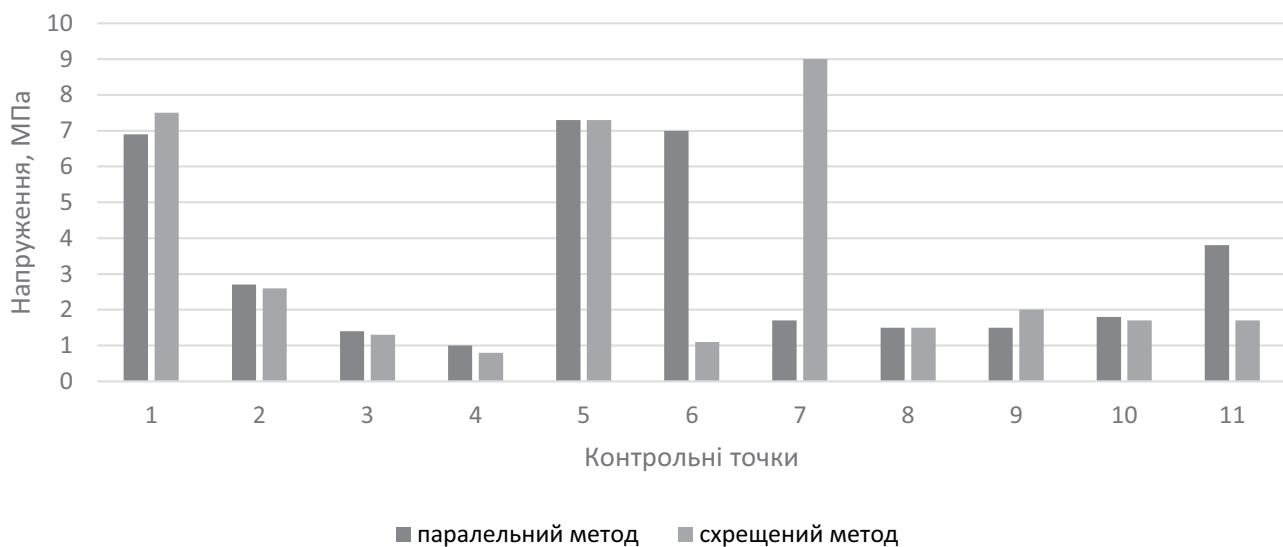


Рис. 8. Діаграма величин напружень у кісткових елементах моделей із застосуванням різних методів проведення двох пластин при корекції лікоподібної деформації грудної клітки

Модель побудовано в програмі «SolidWorks» [1]. Напружено-деформований стан моделей розраховано з використанням програми «ANSYS». Для оцінювання напружено-деформованого стану обрано напруження за Мізесом, відносні деформації та переміщення [21] як найінформативніші.

Результати дослідження та їх обговорення

Першим етапом роботи модельовано схему корекції ЛДГК із використанням двох пластин, розташованих паралельно. Напружено-деформований стан моделі наведено на рисунку 6.

За паралельного розташування пластин максимальні напруження виникають у п'ятому 7,3 МПа та шостому 7,0 МПа ребрах, саме на які опираються пластини. На інших ребрах напруження значно нижчі і визначаються в межах від 1,0 МПа до 2,7 МПа. Максимальні напруження в грудині визначаються на позначці 3,8 МПа. Напруження в металевих пластинах сягають позначок 27,0 МПа та 25,0 МПа на нижній та верхній пластинах, відповідно.

Розподіл напружень у моделі грудної клітки при корекції лікоподібної деформації з використанням хрестоподібної схеми розташування пластин наведено на рисунку 7.

За використання схрещеного методу розташування пластин при корекції ЛДГК максимальний рівень напружень 7,3 МПа та 9,0 МПа виникає відповідно в п'ятому та шостому ребрах, на які спираються пластини. В інших ребрах напруження спостерігаються в межах від 0,8 МПа до 2,6 МПа, що трохи нижче за модель із паралельним розташування пластин. Рівень напружень у грудині 1,7 МПа також нижчий за модель із паралельним методом розташування пластин. Але самі пластини виявляються

Таблиця 2

Величини напружень в елементах моделей із застосуванням різних методів проведення двох загрудинних пластин при корекції лікоподібної деформації грудної клітки

Контрольні точки		Напруження, МПа	
№	елемент моделі	паралельний метод	схрещений метод
1	ребро 1	6,9	7,5
2	ребро 2	2,7	2,6
3	ребро 3	1,4	1,3
4	ребро 4	1,0	0,8
5	ребро 5	7,3	7,3
6	ребро 6	7,0	1,1
7	ребро 7	1,7	9,0
8	ребро 8	1,5	1,5
9	ребро 9	1,5	2,0
10	ребро 10	1,8	1,7
11	грудина	3,8	1,7
12	пластина нижня	27,0	39,3
13	пластина верхня	25,0	37,2

більш напруженими – 39,3 МПа і 37,2 МПа на нижній і верхній пластинах, відповідно.

Дані про величини напружень в елементах моделей залежно від схеми корекції ЛДГК наведено в таблиці 2.

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень у кісткових елементах моделей залежно від методу встановлення коригуючих пластин наведено на рисунку 8.

Як видно на рисунку 8, максимальні напруження виникають у ребрах, на які спираються пластини залежно від схеми їхнього розташування. На великі напруження на перших ребрах не варто звертати

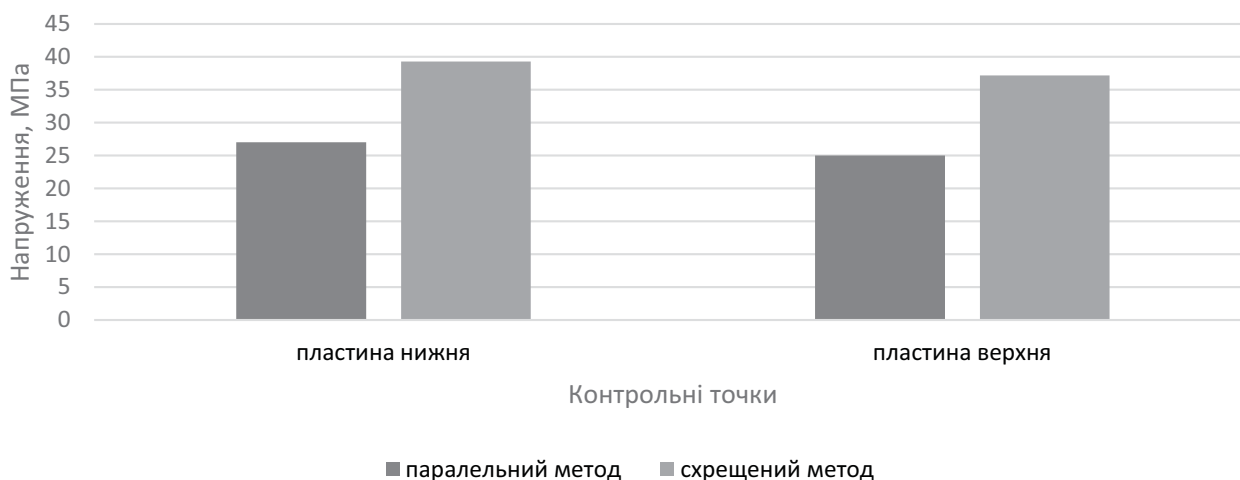


Рис. 9. Діаграма величин напружень у металевих елементах моделей за різних схем корекції лікоподібної деформації грудної клітки

Оригінальні дослідження. Торакальна хірургія

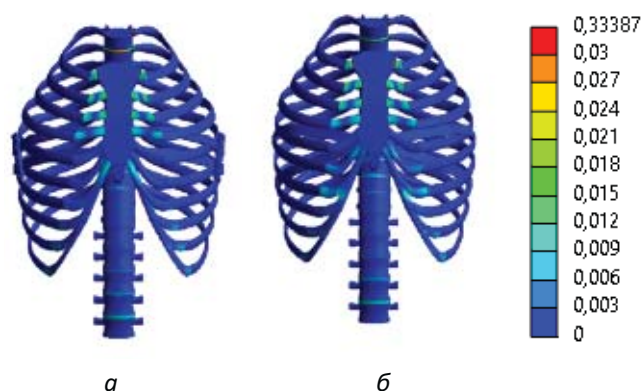


Рис. 10. Розподіл відносних деформацій у моделях грудної клітки з різними схемами корекції її ліycopодібно́ї деформації: а – паралельні пластини; б – пластини нахрест

Таблиця 3

Величини відносних деформацій реберних хрящів у моделях грудної клітки з різними методами корекції ліycopодібно́ї деформації

№	Контрольні точки елемент моделі	Відносні деформації, %	
		паралельний метод	схрещений метод
1	ребро 1	1,8	2,0
2	ребро 2	2,0	2,0
3	ребро 3	1,5	1,9
4	ребро 4	1,1	1,1
5	ребро 5	1,1	0,1
6	ребро 6	0,1	0,6
7	ребро 7	0,1	0,8
8	ребро 8	0,1	0,3
9	ребро 9	0,1	0,7
10	ребро 10	0,1	0,7

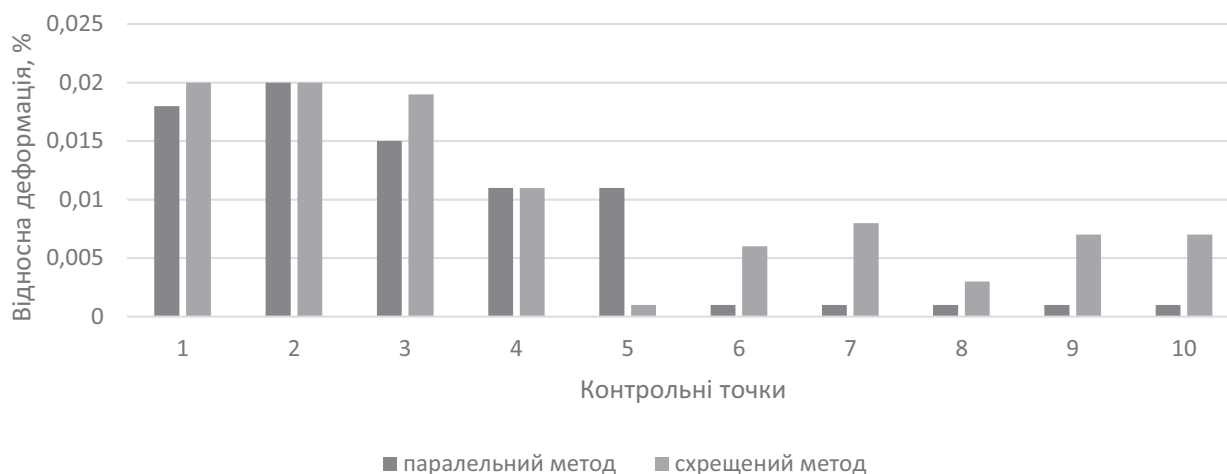


Рис. 11. Діаграма величин відносних деформацій реберних хрящів моделей грудної клітки залежно від методу корекції ліycopодібно́ї деформації

уваги, оскільки це не стосується схем корекції деформації груднини, а пов'язане з обраною схемою навантаження моделі, коли навантаження прикладається безпосередньо до хребця, до якого кріпляться перші ребра. Слід зазначити, що хрестоподібна схема розташування пластин удвічі знижує рівень напружень у груднині порівняно з паралельною схемою.

Діаграма, наведена на рисунку 9, надає уявлення про співвідношення рівня напружень у металевих пластинах залежно від схеми корекції ЛДГК.

Деякі зниження рівня напружень у ребрах і груднині моделі зі схрещеним розташуванням коригуючих пластин відбуваються за рахунок підвищення рівня напружень у самих пластинах, що й відображено на діаграмі. Це пов'язано з тим, що обидві пластини контактують із грудниною в одній точці, що зменшує вдвічі площу контакту пластин із грудниною, порівняно з паралельною схемою розташування пластин.

Наступним етапом роботи вивчено відносні деформації, які виникають у моделі грудної клітки після корекції ЛДГК. У зв'язку з тим, що реберні хрящі мають найнижчий модуль пружності серед усіх елементів моделі, саме в них повинні відбуватися найбільші деформації. Розподіл відносних деформацій у моделях із різними схемами корекції ЛДГК наведено на рисунку 10.

Проведені дослідження показали, що при обох методах розташування коригуючих пластин найбільші відносні деформації виникають у ребрах вище зони корекції. При цьому за паралельної схеми корекції хрящі ребер із шостого і нижче практично не деформуються, про що свідчать величини-

ни їхньої відносної деформації, які не перевищують 0,1%. Слід відмітити, що в разі паралельної схеми розташування пластин величини відносних деформацій усіх реберних хрящів нижчі за модель зі схрещеним розташуванням. Виняток становлять п'ять ребра, відносна деформація хрящів яких за схрещеного розташування пластин не перевищує 0,1%.

Дані про величини відносних деформацій реберних хрящів із застосуванням різних методів проведення двох пластин при корекції ЛДГК наведено в таблиці 3.

Діаграма, наведена на рисунку 11, надає уявлення про співвідношення величин відносних деформацій реберних хрящів моделей грудної клітки залежно від методу проведення пластин при корекції ЛДГК.

Наведена на рисунку 11 діаграма переконливо показує перевагу паралельного методу розташування коригуючих пластин із точки зору величин відносних деформацій реберних хрящів.

Останнім етапом роботи вивчено максимальні переміщення грудної клітки та металевих пластин залежно від методу проведення двох пластин при корекції ЛДГК. Картину розподілу переміщень в елементах моделей наведено на рисунку 12.

Проведене дослідження визначило, що при схрещеному методі накладання двох коригуючих пластин показники втрати корекції нижчі, ніж при паралельному їхньому розташуванні. Так, мечоподібний відросток переміщується на 3,0 мм та 4,0 мм, а коригуючі пластини – на 2,5 мм при хрестоподібному їхньому розташуванні та 3,1 мм та 2,7 мм при паралельному. Дані про величини переміщень у моделях

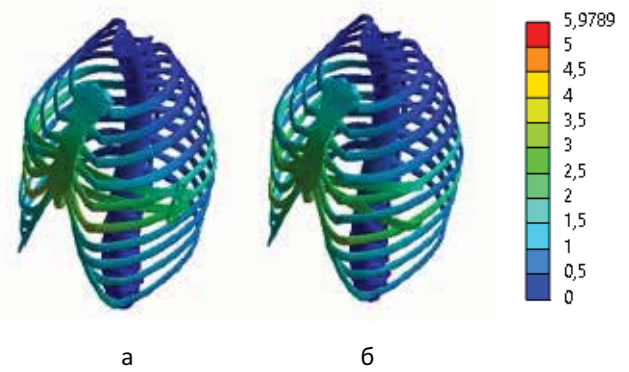


Рис. 12. Розподіл переміщень у моделях грудної клітки з різними методами проведення двох пластин: а – паралельний метод; б – схрещений метод

Таблиця 4

Величини максимальних переміщень у моделях грудної клітки з різними методами проведення двох пластин при корекції лікоподібної деформації

Елемент моделі	Максимальні переміщення, мм	
	паралельний метод	схрещений метод
Мечоподібний відросток	4,0	3,0
Пластина нижня	3,1	2,5
Пластина верхня	2,7	2,5

грудної клітки з різними схемами корекції ЛДГК наведено в таблиці 4.

Наочне уявлення про співвідношення величин переміщень мечоподібного відростка та металевих пластин можна за допомогою діаграми, наведеної на рисунку 13.

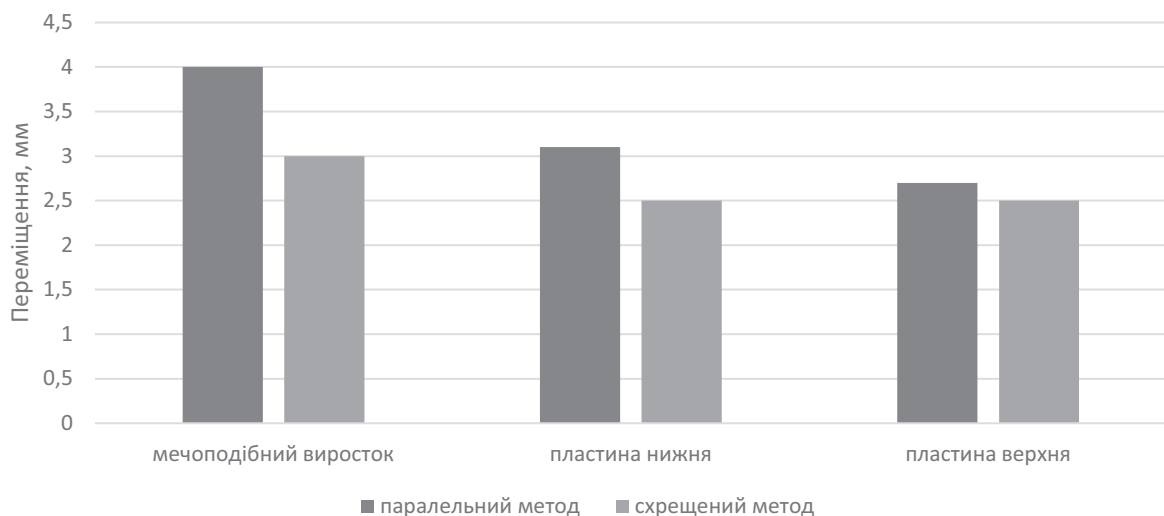


Рис. 13. Діаграма величин максимальних переміщень у моделях грудної клітки залежно від схеми корекції лікоподібної деформації

Оригінальні дослідження. Торакальна хірургія

Діаграма, наведена на рисунку 13, підтверджує, що за критерієм збереження корекції перевагу має хрестоподібна схема розташування коригуючих пластин. Однакове переміщення обох пластин при їхньому хрестоподібному розташуванні обумовлене тим, що в такому випадку пластини мають загальну точку контакту і не можуть переміщуватись окремо одна від одної.

Проведене дослідження показало, що з точки зору розподілу напружень у кісткових елементах моделі схрещений метод розташування коригуючих пластин забезпечує трохи нижчий їхній рівень практично у всіх кісткових елементах. Винятком можна вважати сьомі ребра, у яких напруження в даному випадку сягають позначки 9,0 МПа, що, за даними літератури [4], наближається до нижньої межі показників міцності ребер, які знаходиться в межах від 9,81 МПа до 39,0 МПа залежно від віку, статі, раціону харчування та інших факторів. Усе це в деяких випадках може спричинити перелом ребра. З точки зору збереження корекції деформації незначну перевагу в 1,0 мм має схрещений метод розташування коригуючих пластин. Але паралельна схема забезпечує меншу відносну деформацію реберних хрящів. Враховуючи вищевикладене, можна зробити висновок, що жодна з досліджених схем не має однозначної переваги над іншою за критеріями механічних показників. Тому, обираючи ту або іншу схему корекції ЛДГК, треба враховувати додаткову інформацію (форму деформації груднини та ребер, зручність проведення пластин, вік пацієнта тощо).

Висновки

Жодна з досліджених схем не має однозначної переваги над іншою за критеріями механічних показників. З точки зору збереження корекції деформації незначну перевагу в 1,0 мм має схрещений метод розташування коригуючих пластин. Паралельна схема забезпечує меншу відносну деформацію реберних хрящів. За критерієм розподілу напружень у кісткових елементах моделі схрещений метод розташування коригуючих пластин забезпечує трохи нижчий їхній рівень практично у всіх кісткових елементах, але максимальне значення напружень 9,0 МПа на сьомому ребрі при хрестоподібному розташуванні коригуючих пластин наближається до нижньої межі показника міцності ребер, що в деяких випадках може спричинити його перелом. Обираючи ту або іншу схему корекції ЛДГК, слід враховувати додаткову інформацію.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

References/Література

1. Alyamovskyy AA. (2004). SolidWorks/COSMOSWorks. Ynzhenernyy analiz metodom konechnykh élementov. Moskva: DMK Press: 432. [Алямовский АА. (2004). SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. Москва: ДМК Пресс: 432].
2. Awrejcewicz J, Luczak B. (2006). Dynamics of human thorax with Lorenz pectus bar. Proceeding XXII symposium «Vibrations in physical systems». PoznanBedlewo.
3. Ben XS, Deng C, Tian D, Tang JM, Xie L, Ye X et al. (2020). Multiple-bar Nuss operation: an individualized treatment scheme for patients with significantly asymmetric pectus excavatum. Journal of Thoracic Disease. 12 (3): 949.
4. Berezovskyy VA, Kolotylov NN. (1990). Byofyzycheskye kharakterystyky tkaney cheloveka. Spravochnyk. Kyev: Naukova dumka: 224. [Березовский ВА, Колотилов НН. (1990). Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. Киев: Наукова думка: 224].
5. Darlong LM. (2020). Single-centre Indian case series using X or cross bar for Nuss procedure in pectus excavatum. Indian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 36 (6): 643–648.
6. Dworzak J, Lamecker H, von Berg J et al. (2010). 3D reconstruction of the human rib cage from 2D projection images using a statistical shape model. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 5 (2): 111–124. doi: 10.1007/s11548-009-0390-2.
7. Haecker FM, Krebs TF, Kleitsch KU. (2023). To Cross or Not to Cross: The Cross-Bar Technique to Correct Pectus Excavatum With «Costal Flaring». Annals of Thoracic Surgery Short Reports. 1 (1): 107–110.
8. Holovakha ML, Tyazhelov AA, Letuchaya NP, Subbota YA, Karpynskyy MYu. (2018). Byomekhanicheskye aspekty éksperymental'noho yssledovannya funktsyonal'noho lechenyya S-obraznoy skolyotycheskoy deformatsyy pozvonochnyka. Travma. 19 (1): 58–68. [Головаха МЛ, Тяжелов АА, Летучая НП, Суббота ИА, Карпинский МЮ. (2018). Биомеханические аспекты экспериментального исследования функционального лечения S-образной сколиотической деформации позвоночника. Травма. 19 (1): 58–68. doi: 10.22141/1608-1706.1.19.2018.126661.
9. Holovakha ML, Tyazhelov AA, Letuchaya NP, Subbota YA, Karpynskyy MYu. (2019). Byomekhanicheskye aspekty éksperymental'noho yssledovannya funktsyonal'noho lechenyya S-obraznoy skolyotycheskoy deformatsyy pozvonochnyka. Travma. 20 (3): 32–41. [Головаха МЛ, Тяжелов АА, Летучая НП, Суббота ИА, Карпинский МЮ. (2019). Биомеханические аспекты экспериментального исследования функционального лечения S-образной сколиотической деформации позвоночника. Травма. 20 (3): 32–41]. doi: 10.22141/1608-1706.3.20.2019.172091.
10. Hyun K, Park HJ. (2023, Aug). The cross-bar technique for pectus excavatum repair: a key element for remodeling of the entire chest wall. European Journal of Pediatric Surgery. 33 (4): 310–318. doi: 10.1055/a-1897-7202.
11. Jaroszewski DE, Velazco CS. (2018). Minimally invasive pectus excavatum repair (MIRPE). Operative Techniques in Thoracic and Cardiovascular Surgery. 23 (4): 198–215.
12. Knets YV, Pfafrod HO, Saulhozys Yu.Zh. (1980). Deformirovaniye u razrusheniye tverdykh byolohycheskykh tkaney. Ryha: Zynatne: 320. [Кнетс ИВ, Пфафрод ГО, Саулгозис ЮЖ. (1980). Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. Рига: Зинатне: 320].
13. Li Z, Kindig MW, Subit D, Kent RW. (2010). Influence of mesh density, cortical thickness and material properties on human rib fracture prediction. Medical Engineering & Physics. 32 (9): 998–1008. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.06.
14. Mohr M, Abrams E, Engel C et al. (2007). Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction. Journal

- of Biomechanics. 40: 1310–1317. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.017.
15. Moon DH, Park CH, Moon MH, Park HJ, Lee S. (2020, Sep 17). The effectiveness of double-bar correction for pectus excavatum: A comparison between the parallel bar and cross-bar techniques. *Plos one*. 15 (9): e0238539. doi: 10.1371/journal.pone.0238539.
 16. Park HJ, Kim KS, Moon YK, Lee S. (2015). The bridge technique for pectus bar fixation: a method to make the bar un-rotatable. *Journal of pediatric surgery*. 50 (8): 1320–1322.
 17. Pylypko VM, Levytskyi AF, Karpinskyi MYu, Karpinska OD. (2023). Experimental studies of the amount of deflection of the plate for the correction of the funnel-shaped deformation of the chest under the influence of bending load. *Paediatric Surgery (Ukraine)*. 1 (78): 35–41. [Пилипко ВМ, Левицький АФ, Карпінський МЮ, Карпінська ОД. (2023). Експериментальні дослідження величини прогину пластини для корекції лійкоподібної деформації грудної клітки під впливом згинаючого навантаження. *Хірургія дитячого віку (Україна)*. 1 (78): 35–41]. doi: 10.15574/PS.2023.78.35.
 18. Radchenko VO, Popsuyshapka KO, Yares'ko OV. (2017). Doslidzhennya napruzhenno-deformovanoho stanu modeli khrebtu za riznomanitnykh metodykh khirurhichnoho likuvannya vybukhovykh perelomiv hrudopoperekovoho viddilu (chastyna persha). *Ortopediya, travmatolohiia u protezuvanniu*. 1: 27–33. [Радченко ВО, Попсуйшاپка КО, Ярес'ко ОВ. (2017). Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта за різноманітних методик хірургічного лікування вибухових переломів грудноперекового відділу (частина перша). *Ортопедія, травматологія і протезування*. 1: 27–33]. <https://doi.org/10.15674/0030-59872017127-33>.
 19. Schwend RM, Schmidt JA, Reigert JL et al. (2015). Patterns of rib growth in the human child. *Spine Deformity*. 3 (4): 297–302. doi: 10.1016/j.jspd.2015.01.007.
 20. Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L et al. (1996). Finite element modeling of C4-C6 cervical spine unit. *Medical engineering & physics*. 18 (7): 569–574. doi: 10.1016/1350-4533(96)00013-6.
 21. Zienkiewicz OC, Taylor RL. (2005). *The finite element method for solid and structural mechanics*. 6th edition. Butterworth-Heinemann: 736.

Відомості про авторів:

Пилипко Власій Миколайович – аспірант кафедри дитячої хірургії Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, лікар-ортопед-травматолог дитячий відділення ортопедії та травматології Національної дитячої спеціалізованої лікарні «ОХМАТДИТ». м. Київ, вул. В. Черновола, 28/1. <https://orcid.org/0000-0001-5506-0383>.

Левицький Анатолій Феодосійович – доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри дитячої хірургії Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, лікар-ортопед-травматолог дитячий відділення ортопедії та травматології Національної дитячої спеціалізованої лікарні «ОХМАТДИТ». м. Київ, бульвар Т. Шевченка, 13. <https://orcid.org/0000-0002-4440-2090>.

Карпінський Михайло Юрійович – старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України»; вул. Пушкінська, 80, м. Харків, Україна, Тел. +380 (057) 725-14-74. <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

Карпінська Олена Дмитрівна – науковий співробітник лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України». вул. Пушкінська, 80, м. Харків, Україна, 61024. Тел. +380 (057) 725-14-74. <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>.

Ярес'ко Олександр Васильович – молодший науковий співробітник лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України»; вул. Пушкінська, 80, м. Харків, Україна, 61024. Тел. +380 (057) 725-14-74. <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.

Стаття надійшла до редакції 23.06.2023 р., прийнята до друку 10.09.2023 р.