

УДК 616.712-007.2-089.882Nuss(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023328-35>

Дослідження розподілу напружень в елементах грудинно-реберного комплексу та металевих пластинах у разі малоінвазивної корекції лійкоподібної деформації грудної клітки за Nuss

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

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

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

³ Національна дитяча спеціалізована лікарня «Охматдит», Київ, Україна

In severe forms, funnel-shaped chest deformity (FSCD) requires surgical correction. The method of choice is the Nuss operation and its modifications. Objective. To study the changes that occur in the stressed-deformed state of the chest model and the fixator under different methods of its implementation during the minimally invasive correction of FSCD according to Nuss. Material and methods. 4 schemes of FSCD correction were modeled: 1 — alignment with one retrosternal plate with transverse stabilizers, the point of entry and exit of the fixator is located parasternal at the level of the bone-cartilage transition, the fixator on the sides of the chest ends at the level of the front axillary line; 2 — sternal plate with transverse stabilizers, the point of entry and exit is located at the level of the front armpit line, the fixator ends at the level of the middle armpit line; 3 — the use of a double plate with transverse bars that connect the plates with the help of screws with medial conduction; 4 — a double plate with transverse slats, which connect the plates with the help of screws with lateral guidance. The models were loaded with a distributed force of 100 N applied to the sternum. The results. When using FSCD correction schemes, the maximum level of stress occurs in the metal plates, because they bear the main loads from the sternum, which tries to return to its original position after correction. The same reason causes the highest level of stress among the elements of the skeleton in the sternum. Conclusions. Under the conditions of using any FSCD correction scheme, the maximum stress level occurs in the metal plates, sternum, fifth and sixth ribs, which are in direct contact with the plates. The use of long plates with lateral points leads to a slight decrease in stress values in all elements of the model. The «Bridge» fastener allows you to significantly reduce the level of stress, both in the plates themselves and in the elements of the skeleton due to an increase in their contact area. Keywords. Breast, deformation, correction, modeling.

Лійкоподібна деформація грудної клітки (ЛДГК) за виражених форм потребує хірургічної корекції. Методом вибору є операція за Nuss та її модифікації. Мета. Вивчити зміни, які відбуваються в напружено-деформованому стані моделі грудної клітки та фіксатора за різних методик його проведення під час малоінвазивної корекції ЛДГК за Nuss. Матеріал і методи. Моделювали 4 схеми корекції ЛДГК: 1 — вирівнювання однією за грудинною пластиною з поперечними стабілізаторами, точка входу та виходу фіксатора розташована парастерально на рівні кістково-хрящового переходу, фіксатор по бокам грудної клітки закінчується на рівні передньої пахвової лінії; 2 — за грудинна пластина з поперечними стабілізаторами, точка входу та виходу розташована на рівні передньої пахвової лінії, фіксатор закінчується на рівні середньої пахвової лінії; 3 — використання подвійної пластини з поперечними планками, які з'єднують пластини за допомогою гвинтів із медіальним проведенням; 4 — подвійна пластина з поперечними планками, які з'єднують пластини за допомогою гвинтів із латеральним проведенням. Моделі навантажували розподіленою силою 100 Н, прикладеною до грудини. Результати. Під час використання схем корекції ЛДГК максимальний рівень напружень виникає в металевих пластинах, бо саме вони тримають на собі основні навантаження від грудини, яка намагається повернутись у початкове положення після корекції. Та ж сама причина викликає найвищий рівень напружень серед елементів скелета саме в грудині. Висновки. За умов використання будь-якої схеми корекції ЛДГК максимальний рівень напружень виникає в металевих пластинах, грудині, п'ятих і шостих ребрах, які безпосередньо контактують із пластинами. Застосування довгих пластин із латеральними точками проведення веде до невеликого зниження величин напружень у всіх елементах моделі. Фіксатор за зразком «Міст» дозволяє значно знизити рівень напружень, як у самих пластинах, так і в елементах скелета за рахунок збільшення площі їхнього контакту.

Ключові слова. Грудина, деформація, корекція, моделювання

Вступ

Лійкоподібна деформація грудної клітки (ЛДГК) у разі виражених форм потребує хірургічної корекції [1]. Методом вибору є операція за Nuss та її модифікації. Вона потребує встановлення за-грудинних пластин, вирівнюючих деформовану запалу частину грудної клітки [2]. Ця техніка протилежна резекційним методам запропонованим Ravich у 1949 році, широко використовуваним до 2000 років. Після публікації у 1998 році D. Nuss підсумків 10-річного лікування пацієнтів із ЛДГК за рахунок нерезекційного моделювання передньої грудної стінки [3], саме цей спосіб швидко набув популярності через кращі косметичні результати. Проте залишається невизначеним, які напруження виникають у грудинно-реберному комплексі під час малоінвазивної корекції, а також чи впливає вибір довжини фіксатора, точки проведення тунелю для пластини та кількості фіксаторів на зміну напружено-деформованого стану грудної клітки та фіксатора, а також вплив використання більшої кількості фіксаторів [4].

Мета: вивчити зміни, які відбуваються в напружено-деформованому стані моделі грудної клітки та фіксатора за різних методик його проведення під час малоінвазивної корекції лійкоподібної деформації грудної клітки за Nuss.

Матеріал і методи

За основу побудови розрахункового шаблону взято модель хребта, розроблену в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» [5–7]. На підставі інформації про властивості ребер, наведеної в працях R. Schwend, Z. Li [8, 9], й анатомічні особливості їхнього функціонального руху [10, 11], створено розрахункову скінченно-елементну модель у нормі (рис. 1) та з лійкоподібною деформацією (рис. 2). Розрахунки виконували методом скінченних елементів.

Нами було здійснено біомеханічне моделювання 4 схем корекції лійкоподібною деформації грудної клітки:

1. Випрямлення за допомогою однієї загрудинної пластини з поперечними стабілізаторами.

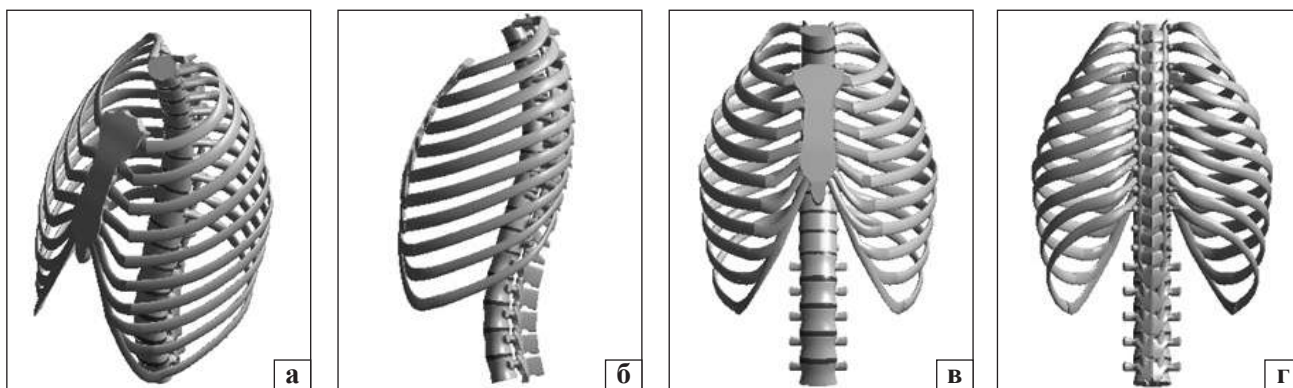


Рис. 1. Базова геометрична модель хребта з грудною кліткою в нормі, вигляд: а — загальний; б — у сагітальній площині; в — спереду; г — ззаду

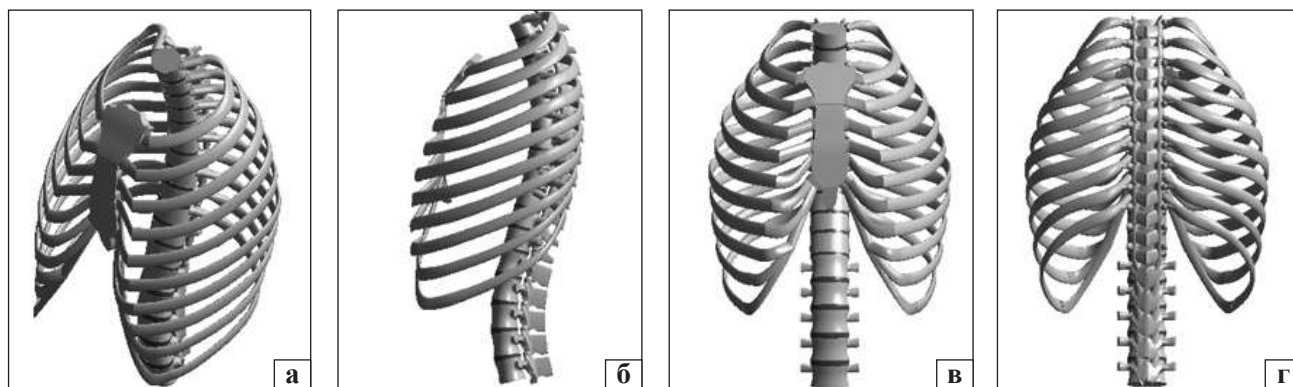


Рис. 2. Геометрична модель хребта та грудної клітки з лійкоподібною деформацією, вигляд: а — загальний; б — у сагітальній площині; в — спереду; г — ззаду

За якою точка входу та виходу фіксатора зі заградного простору розташована парастернально на рівні кістково-хрящового переходу (далі — медіальна точка проведення), фіксатор по бокам грудної клітки закінчується на рівні передньої пахвової лінії (далі — коротка пластина), наведено на рис. 3.

2. Використання однієї заградної пластини з поперечними стабілізаторами, точка входу та

виходу із заградного простору розташована на рівні передньої пахвової лінії (далі — латеральна точка проведення), фіксатор по бокам грудної клітки закінчується на рівні середньої пахвової лінії (далі — довга пластина), схеми встановлення фіксатора наведено на рис. 4.

3. Застосовується подвійна пластина з поперечними планками, з'єднують пластини за допомогою гвинтів (фіксатор на зразок «Міст») із медіальним

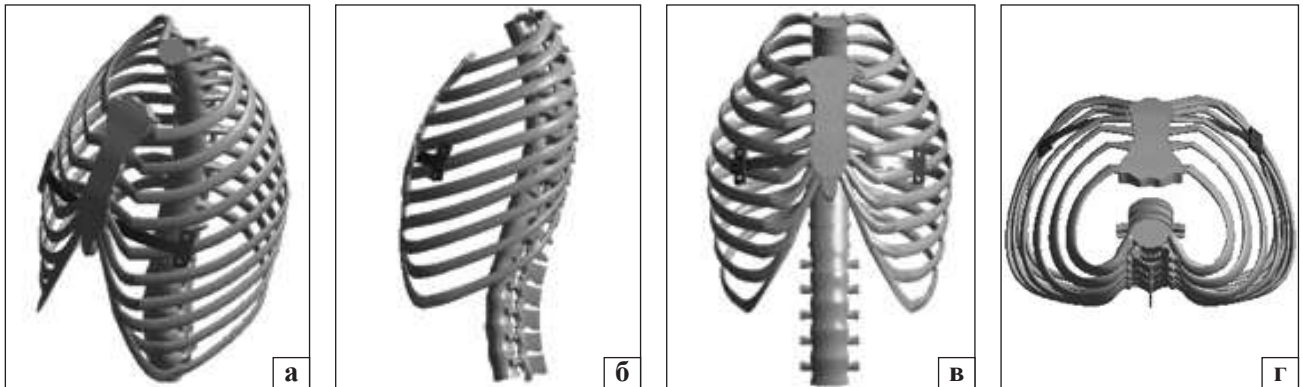


Рис. 3. Схема корекції лікоподібної грудної клітки з використанням однієї короткої пластини з поперечними стабілізаторами та медіальними точками проведення, вигляд: а — загальний; б — у сагітальній площині; в — спереду; г — зверху

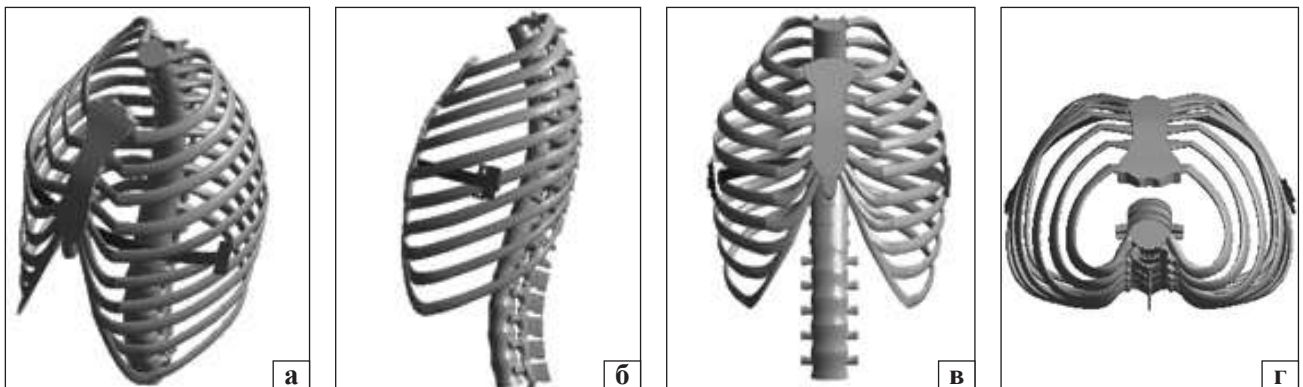


Рис. 4. Схема корекції лікоподібної деформації грудної клітки з накладанням однієї довгої пластини з поперечними стабілізаторами, вигляд: а — загальний; б — у сагітальній площині; в — спереду; г — зверху

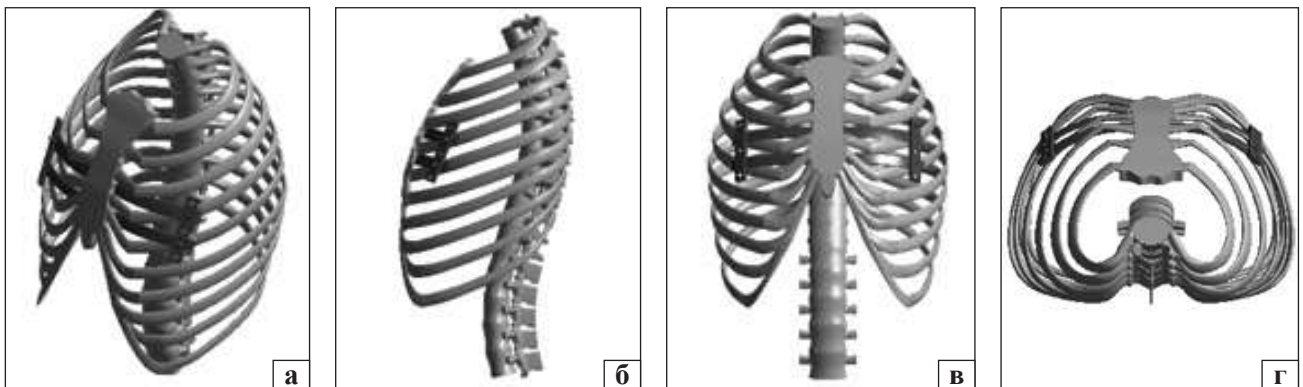


Рис. 5. Схема корекції лікоподібної деформації грудної клітки з використанням короткого фіксатора на зразок «Міст», вигляд: а — загальний; б — у сагітальній площині; в — спереду; г — зверху

проведенням (далі — короткий фіксатор на зразок «Міст»), схеми накладення пластин приведено на рис. 5.

4. Подвійна пластина з поперечними планками, з'єднують пластини за допомогою гвинтів (фіксатор на зразок «Міст») із латеральним проведенням (далі — довгий фіксатор на зразок «Міст»), схеми накладення пластин подано на рис. 6.

Під час моделювання матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент було обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [12–15].

Таблиця 1

Механічні характеристики використаних матеріалів

Тканина	Модуль пружності Юнга E , МПа	Коефіцієнт Пуасона, ν
Кіркова речовина	18 350,0	0,30
Губчаста речовина	330,0	0,30
Грудина	11 500,0	0,30
Хрящ	24,5	0,40
Міжхребцевий диск	4,2	0,45

Використані характеристики (E — модуль пружності Юнга, ν — коефіцієнт Пуасона) наведено в табл. 1.

Моделі навантажували розподіленою силою 100 Н, прикладеною до грудини. По верхній поверхні тіла хребця C_1 та по нижній площині тіла хребця L_V модель мала жорстке кріплення. Таку схему кріплення обрано, щоб модель не перекидалася в разі однобічного навантаження на грудину. Схему навантаження подано на рис. 7.

Для порівняння величин напружень в елементах моделей були обрані контрольні точки, схему розташування яких наведено на рис. 8.

Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [16]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS. Для оцінювання напружено-деформованого стану обрано напруження за Мізесом [17], як найінформативніші.

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи моделювали схему корекції ліycopодібної деформації грудної клітки з використанням однієї короткої пластини. Напружено-деформований стан моделі наведено на рис. 9.

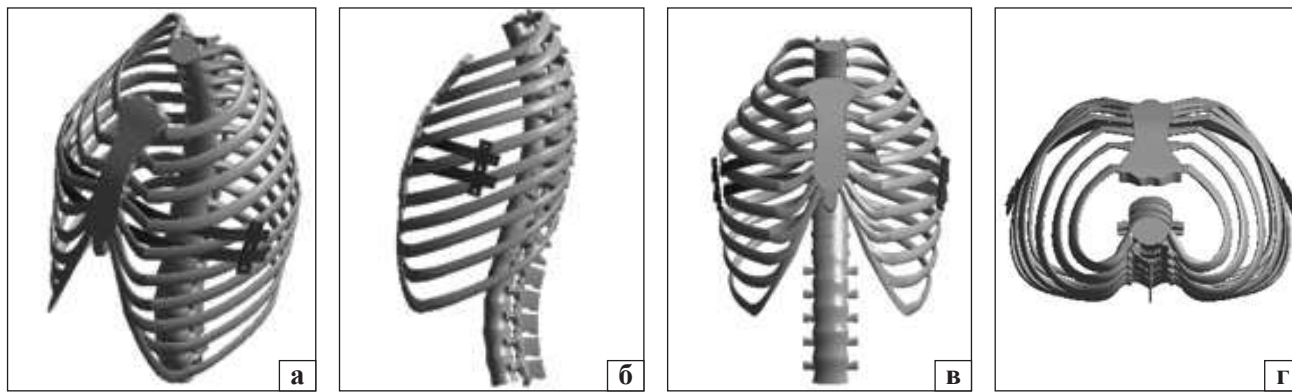


Рис. 6. Схема корекції ліycopодібної деформації грудної клітки з використанням довгого фіксатора на зразок «Міст», вигляд: а — загальний; б — у сагітальній площині; в — спереду; г — зверху



Рис. 7. Схема навантаження моделей

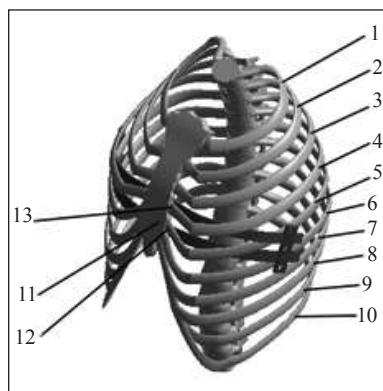


Рис. 8. Схема розташування контрольних точок: 1–10 — ребра; 11 — грудина; 12 — нижня пластина; 13 — верхня пластина

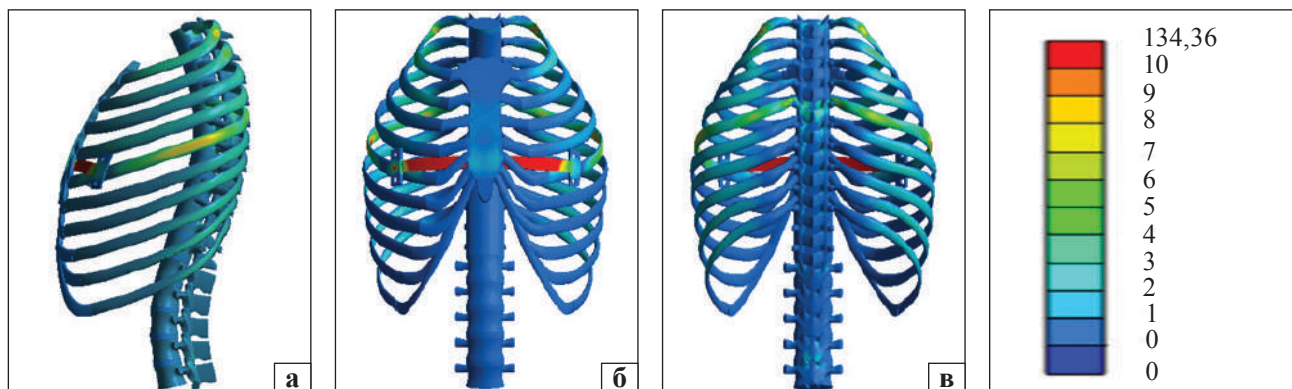


Рис. 9. Розподіл напружень у моделі грудної клітини з корекцією лікоподібної деформації груднини короткою пластиною, вигляд: а — у сагітальній площині; б — спереду; в — ззаду

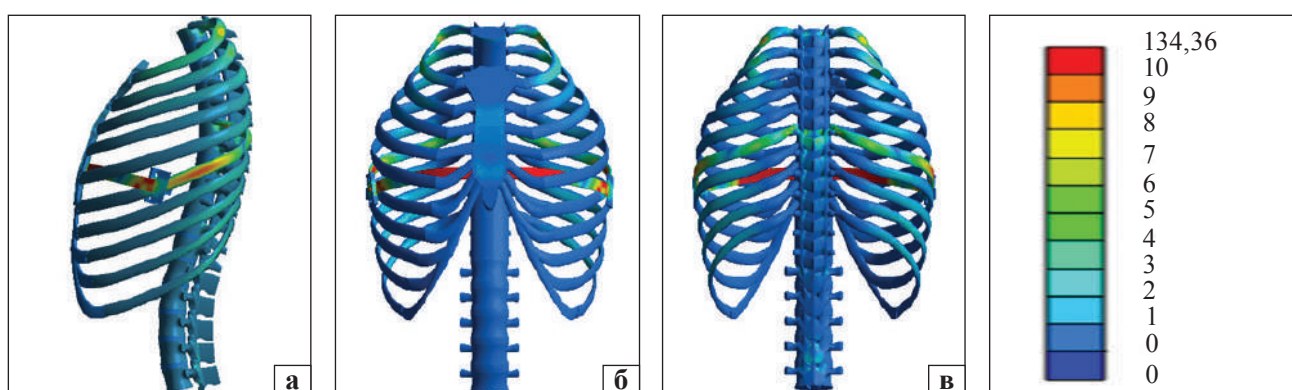


Рис. 10. Розподіл напружень у моделі грудної клітки з корекцією ЛДГК довгою пластиною, вигляд: а — у сагітальній площині; б — спереду; в — ззаду

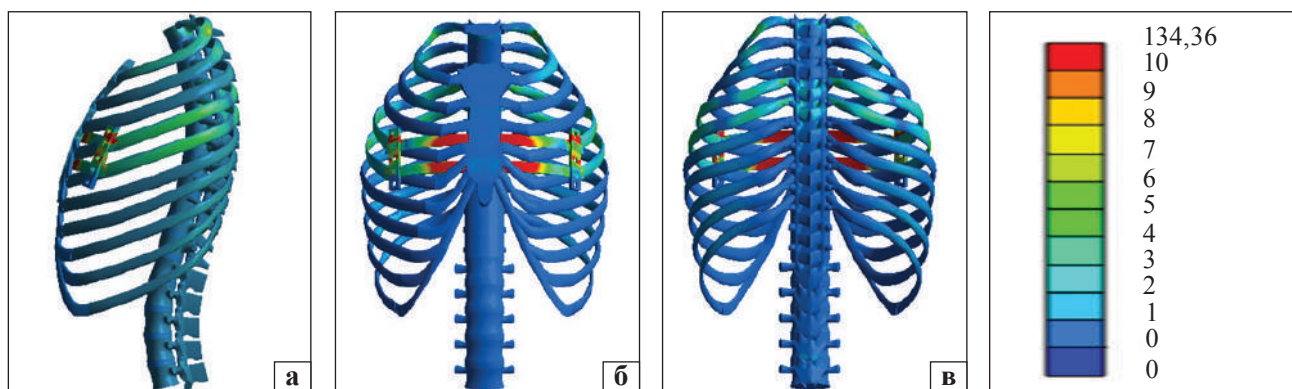


Рис. 11. Розподіл напружень у моделі грудної клітини з корекцією лікоподібної деформації грудної клітки коротким фіксатором на зразок «Міст», вигляд: а — у сагітальній площині; б — спереду; в — ззаду

За допомогою проведеного моделювання визначено, що в разі використання короткої пластини для корекції лікоподібної деформації груднини найбільші за величиною напруження 22,0 МПа виникають саме в груднині. Серед ребер найбільш навантаженими є п'яті, де показники сягають позначки 11,4 МПа, бо кінці пластини опираються саме на ці ребра. Також високий рівень напружень 8,2 МПа спостерігається на перших ребрах, але на

цей показник не слід звертати увагу, бо він обумовлений жорстким кріпленням хребця С₇, тобто умовами моделювання, а не схемою корекції груднини. Надалі рівень напружень знижується, досягаючи мінімуму на третьому ребрі 2,5 МПа, і трохи підвищується до 3,4 МПа на четвертому. На ребрах нижче пластини напруження майже однакові та сягають від 2,2 до 2,8 МПа. Показники на пластині дорівнюють 50,1 МПа.

Розглянемо, які зміни в напружено-деформованому стані моделі відбуваються за використання однієї довгої пластини. Картину розподілу напружень у моделі наведено на рис. 10.

Використання довгої пластини приводить до зниження величини напружень в груднині вдвічі до позначки 11,2 МПа, а також зміщує максимальний рівень напружень на шості ребра, де вони досягають 10,7 МПа, що також нижче ніж під час корекції короткою пластиною. Це відбувається через те, що точка опори кінців пластини переміщується саме на шості ребра. На всіх інших ребрах, також спостерігається зниження рівня напружень. На самій пластині напруження теж знижуються та фіксуються на позначці 42,7 МПа.

На наступному етапі роботи вивчали напружено-деформований стан моделей зі схемою корекції лікоподібної деформації грудної клітки за допомогою короткого фіксатора на зразок «Міст». Розподіл напружень у моделі з двома короткими пластинами наведено на рис. 11.

За застосування схеми корекції ЛДГК коротким фіксатором за зразком «Міст» спостерігається

зниження рівня напружень на всіх елементах моделі в порівнянні з моделлю з однією короткою пластиною. Найбільше зниження фіксується на груднині, де максимальний рівень напружень зупиняється на позначці 3,8 МПа. Напруження на п'ятому та шостому ребрах, на які спираються кінці пластин, складає 7,3 та 7,0 МПа, відповідно. Також значне зниження напружень спостерігається на верхній та нижній пластинах, де вони не перевищують позначок 25,0 та 27,0 МПа, відповідно.

На рис. 12 відображено напружено-деформований стан моделі з корекцією лікоподібної деформації грудної клітки з використанням довгого фіксатора на зразок «Міст».

На підставі проведених досліджень доведено, що збільшення довжини пластин та зміна точок проведення фіксатора латерально дозволяє знизити рівень напружень на всіх елементах моделі, але ці зміни не такі помітні, як за подовження одинарної пластини.

Показники величини напружень в елементах моделей залежно від схеми корекції лікоподібної деформації груднини подано в табл. 2.

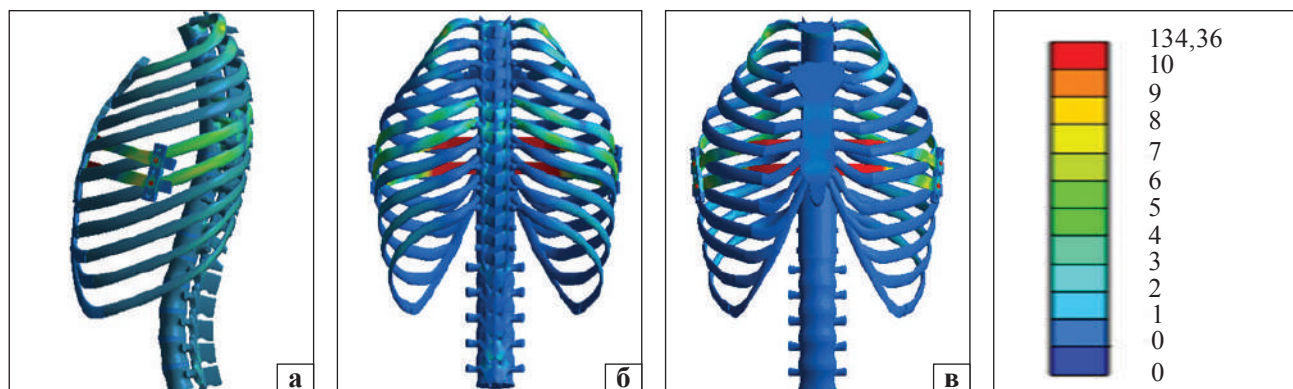


Рис. 12. Розподіл напружень у моделі грудної клітки з корекцією лікоподібної деформації довгим фіксатором на зразок «Міст», вигляд: а — у сагітальній площині; б — спереду; в — ззаду

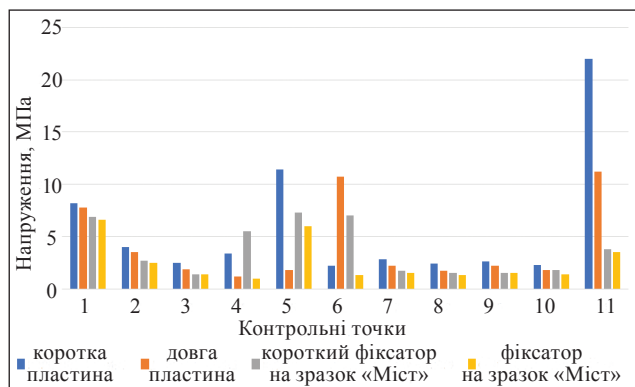


Рис. 13. Діаграма величин напружень у кісткових елементах моделей за різних схем корекції лікоподібної деформації грудної клітки

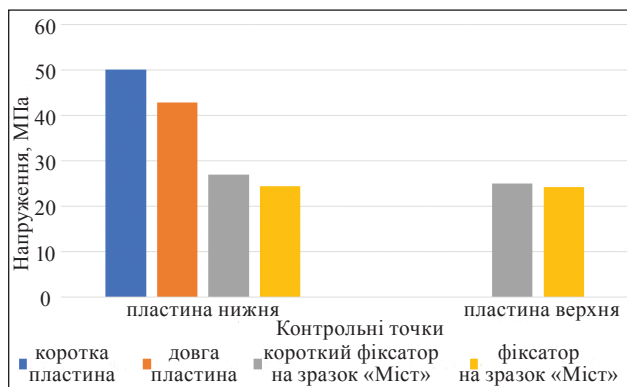


Рис. 14. Діаграма величин напружень у металевих елементах моделей за різних схем корекції лікоподібної деформації груднини

Таблиця 2

Величини напружень в елементах моделей за різної корекції лійкоподібної деформації груднини

Контрольна точка		Напруження, МПа			
№	елемент моделі	коротка пластина	довга пластина	короткий фіксатор	довгий фіксатор
1	ребро 1	8,2	7,8	6,9	6,6
2	ребро 2	4,0	3,5	2,7	2,5
3	ребро 3	2,5	1,9	1,4	1,4
4	ребро 4	3,4	1,2	5,5	1,0
5	ребро 5	11,4	1,8	7,3	6,0
6	ребро 6	2,2	10,7	7,0	1,3
7	ребро 7	2,8	2,2	1,7	1,5
8	ребро 8	2,4	1,7	1,5	1,3
9	ребро 9	2,6	2,2	1,5	1,5
10	ребро 10	2,3	1,8	1,8	1,4
11	грудина	22,0	11,2	3,8	3,5
12	пластина нижня	50,1	42,7	27,0	24,4
13	пластина верхня	—	—	25,0	24,2

Наочне уявлення про співвідношення величин максимальних напружень у кісткових елементах моделей залежно від схеми корекції лійкоподібної деформації груднини можна отримати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 13.

Використання довгих пластин має переваги перед короткими, із точки зору зниження напружень у ребрах і груднині. Найзначущі зміни рівня напружень відбуваються саме в елементах, які контактують із металевими пластинами, у груднині та ребрах 5 і 6.

Діаграма, яка наведена на рис. 14, надає уявлення про співвідношення рівня напружень у металевих пластинах залежно від схеми корекції лійкоподібної деформації грудної клітки.

Як бачимо на діаграмі, збільшення довжини та кількості пластин, також веде до зниження рівня напружень у них.

Аналізуючи виконане дослідження, можемо дійти висновку, що під час використання будь-якої зі схем корекції лійкоподібної деформації груднини максимальний рівень напружень виникає в металевих пластинах через те, що саме вони тримають на собі основні навантаження від груднини, яка намагається повернутись у початкове положення після корекції. Із тієї ж причини виникає найвищий рівень напружень серед елементів скелета саме в груднині. П'яті та шості ребра навантажуються через те, що пластини своїми кінцями спираються саме на них, що, у свою чергу, призводить до підвищення рівня напружень. Застосування довгих пластин сприяє невеликому зниженню величин напружень у всіх елементах

моделі, швидше за все, за рахунок більш рівномірного розподілу навантаження по довжині цих елементів. Використання двох паралельних пластин (фіксатора за зразком «Міст») збільшує вдвічі площу їхнього контакту з кістковими структурами, наслідком чого є значне зниження напружень як у самих пластинах, так і в елементах скелета.

Висновки

Під час використання будь-якої схеми корекції лійкоподібної деформації груднини максимальний рівень напружень виникає в металевих пластинах, груднині, п'ятих і шостих ребрах, які безпосередньо контактують із пластинами.

Застосування довгих пластин із латеральними точками проведення сприяє невеликому зниженню величин напружень у всіх елементах моделі за рахунок більш рівномірного розподілу навантаження по довжині цих елементів. У той же час за допомогою двох паралельних пластин (фіксатора на зразок «Міст») можна значно знизити рівень напружень, як у самих пластинах, так і в елементах скелета за рахунок збільшення площі їхнього контакту.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Nuss, D., & Kelly, R. E. (2010). Indications and technique of Nuss procedure for Pectus Excavatum. *Thoracic Surgery Clinics*, 20 (4), 583–597. <https://doi.org/10.1016/j.thorsurg.2010.07.002>
2. Jaroszewski, D. E., & Velazco, C. S. (2018). Minimally invasive Pectus Excavatum repair (MIRPE). *Operative Techniques in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 23 (4), 198–215. <https://doi.org/10.1053/j.optechstcvs.2019.05.003>

3. Nuss, D., Kelly, R. E., Croitoru, D. P., & Katz, M. E. (1998). A 10-year review of a minimally invasive technique for the correction of pectus excavatum. *Journal of Pediatric Surgery*, 33 (4), 545–552. [https://doi.org/10.1016/s0022-3468\(98\)90314-1](https://doi.org/10.1016/s0022-3468(98)90314-1)
4. Ben, X. S., Deng, C., Tian, D., Tang, J. M., Xie, L., Ye, X., Zhou, Z. H., Zhou, H. Y., Zhang, D. K., Shi, R. Q., Qiao, G. B., & Chen, G. (2020). Multiple-bar Nuss operation: An individualized treatment scheme for patients with significantly asymmetric pectus excavatum. *Journal of Thoracic Disease*, 12 (3), 949–955. <https://doi.org/10.21037/jtd.2019.12.43>
5. Radchenko, V., Popsuishapka, K., & Yaresko, O. (2017). Investigation of stress-strain state in spinal model for various methods of surgical treatment of thoracolumbar burst fractures (Part one). *ORTHOAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, (1), 27–33. <https://doi.org/10.15674/0030-59872017127-33>
6. Golovaha, M., Tyazhelov, A., Letuchaya, N., Subbota, I., & Karpinski, M. (2021). Biomechanical aspects of experimental study of functional treatment for S-shaped scoliosis. *TRAUMA*, 19 (1), 41–51. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.19.2018.126661>
7. Golovaha, M., Tiazhelov, O., Letuchaya, N., Subbota, I., & Karpinsky, M. (2021). Biomechanical aspects of experimental study of functional treatment of C-shaped scoliosis. *TRAUMA*, 20 (3), 32–41. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.20.2019.172091>
8. Schwend, R. M., Schmidt, J. A., Reigut, J. L., Blakemore, L. C., & Akbarnia, B. A. (2015). Patterns of rib growth in the human child. *Spine Deformity*, 3 (4), 297–302. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2015.01.007>
9. Li, Z., Kindig, M. W., Subit, D., & Kent, R. W. (2010). Influence of mesh density, cortical thickness and material properties on human rib fracture prediction. *Medical Engineering & Physics*, 32 (9), 998–1008. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.06.015>
10. Dworzak, J., Lamecker, H., Von Berg, J., Klinder, T., Lorenz, C., Kainmüller, D., Seim, H., Hege, H., & Zachow, S. (2009). 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. <https://doi.org/10.1007/s11548-009-0390-2>
11. Mohr, M., Abrams, E., Engel, C., Long, W. B., & Bottlang, M. (2007). Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction. *Journal of Biomechanics*, 40 (6), 1310–1317. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.017>
12. Awrejcewicz J., & Luczak B. (2006). Dynamics of human thorax with Lorenz pectus bar. Proceeding XXII symposium «Vibrations in physical systems». PoznanBedlewo.
13. Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L., Pintar, F., & Larson, S. (1996). Finite element modeling of the C4–C6 cervical spine unit. *Medical Engineering & Physics*, 18 (7), 569–574. [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(96\)00013-6](https://doi.org/10.1016/1350-4533(96)00013-6)
14. Knets I.V., & Pfafrud G.O. (1980) Saulgozis Yu.Zh. Deformation and destruction of solid biological tissues. Riga: Zinatne.
15. Berezovsky V.A., & Kolotilov N.N. (1990) Biophysical characteristics of human tissues. Directory. Kyiv: Naukova Duma.
16. Alyamovsky A. A. (2004). SolidWorks/COSMOSWorks. Engineering analysis using the finite element method. Moscow: DMK Press.
17. Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. (2005). *The finite element method: Its basis and fundamentals*. Butterworth-Heinemann.

Стаття надійшла до редакції 24.08.2023

STUDY OF THE DISTRIBUTION OF STRESSES IN THE ELEMENTS OF THE STERNO-COSTAL COMPLEX AND METAL PLATES IN THE CASE OF MINIMALLY INVASIVE CORRECTION OF THE FUNNEL-SHAPED DEFORMATION OF THE CHEST ACCORDING TO NUSS

V. M. Pylypko^{1,3}, A. F. Levitskyi^{1,3}, M. Yu. Karpinsky², O. D. Karpinska², O. V. Yaresko²¹ Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine² Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv³ National Children's Specialized Hospital «Okhmatdyt», Kyiv, Ukraine

✉ Vlasii Pylypko: vpylypko@gmail.com

✉ Anatolii Levytskyi, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: levytsk.a.f@gmail.com

✉ Mykhailo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com

✉ Olexander Yaresko: avyresko@gmail.com