

УДК 616.712/.713-007.24-089.83:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021217-22>

Математичне моделювання грудної клітки, її ліycopодібної деформації та торакопластики

М. О. Камінська¹, В. А. Дігтяр¹, О. В. Яресько²

¹ ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України»

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

The most common method of treating of the congenital funnel-shaped chest is thoracoplasty method by D. Nuss. During this surgery, a significant mechanical effect is created on the ribs, sternum, spinal column, which act instantly and continuously for a long time and create new biomechanical conditions for the «chest – rib – spine» system. Objective. To construct a functional model of the chest with a spinal column, which takes into account the movements in the costal-vertebral joints, it allows modeling the funnel-shaped deformation in conditions close to the reality, its operative correction, predicting the results and choosing the optimal parameters of thoracoplasty. Methods. Normal and funnel-shaped chest models based on the articular connection of the ribs to the spine were created using SolidWorks. The main calculations were made using the ANSYS program. To estimate the stress-strain state (SSS), stresses are selected by Mises. Results. The created dynamic mathematical model of the chest makes it possible to conduct a reliable analysis of the biomechanical interaction of the plate with the chest, to analyze the stress-strain state of the constructed models in the norm, with and without taking into account the movements in the costal-vertebral joints. In addition, it allows to simulate the operation by D. Nuss and to study the biomechanical changes in conditions close to reality, occurring in the «chest – rib – spine» system, to determine the areas of maximum loads and safety boundaries. Conclusions. The reproduction of articular ribs rotation in the dynamic model changes the picture of the SSS distribution. In the case of modeling the correction of funnel-shaped deformation of the chest by the method by D. Nuss, the largest zone of stress concentration was found on the outer posterior surface of the sixth pair of ribs. The most tense vertebrae were Th_V–Th_{VI}, but the maximum values did not exceed the permissible values. In the case of a lower plate conduction, the correction is achieved with better SSS values in the higher elements of the «chest – ribs – spine» system. Key words. chest, funnel-shaped, thoracoplasty, mathematical modeling.

Найпоширенішим способом лікування вродженої ліycopодібної деформації грудної клітки (ГК) є торакопластика за методикою D. Nuss. Під час цієї операції створюється значний механічний вплив на ребра, грудину та хребтовий стовп, який діє постійно протягом тривалого часу, та виникають нові біомеханічні умови функціонування системи «грудина – ребра – хребет». Мета. Побудувати функціональну модель ГК із хребтовим стовпом, в якій враховані рухи в реброво-хребцевих суглобах, що дозволяє моделювати ліycopодібну деформацію за наближених до реальності умов, її хірургічну корекцію, прогнозувати результати й обрати оптимальні параметри торакопластики. Методи. Моделі ГК у нормі та з ліycopодібною деформацією з урахуванням суглобового з'єднання ребер із хребтовим стовпом створені за допомогою програми SolidWorks. Основні розрахунки зроблені з використанням програми ANSYS. Для оцінювання напружено-деформованого стану (НДС) обрані напруження за Мізесом. Результати. Створена динамічна математична модель дає можливість провести достовірний аналіз біомеханічної взаємодії пластини з ГК, аналізувати НДС побудованих моделей у нормі, з і без урахування рухів у реброво-хребцевих суглобах. Крім того, дає змогу відтворити операцію за D. Nuss і вивчити біомеханічні зміни в системі «грудина – ребра – хребет» за наближених до реальності умов, визначити ділянки максимальних навантажень і меж безпечності. Висновки. Відтворення в динамічній моделі можливості суглобової ротації ребер змінює картину розподілу НДС. У разі моделювання корекції ліycopодібною деформації ГК за методикою D. Nuss найбільшу зону концентрації напружень виявлено на зовнішній задній поверхні шостої пари ребер. Найбільш напруженими були хребці Th_V–Th_{VI}, але максимальні показники не перевищували допустимі значення. У разі більш низького проведення пластини необхідна корекція досягається з кращими показниками НДС у розташованих вище елементах системи «грудина – ребра – хребет».

Ключові слова. Грудна клітка, ліycopодібна деформація, торакопластика, математичне моделювання

Вступ

Найпоширенішим способом лікування вродженої лікоподібної деформації грудної клітки (ВЛДГК) є хірургічне втручання за методикою D. Nuss, яку вважають мініінвазивною технологією [1, 2]. У процесі операції лікоподібну деформацію усувають за допомогою встановлення за грудиною пластини, яку фіксують до ребер у необхідному положенні. До переваг хірургічного втручання відносять мінімальну травматичність і максимальний косметичний ефект.

Але відомо, що під час одночасної хірургічної корекції ВЛДГК за методикою D. Nuss створюється значний механічний вплив на ребра, грудиноу, хребет, який діє постійно протягом тривалого часу, тому виникають нові біомеханічні умови функціонування для системи «грудина – ребра – хребет» [3].

У джерелах літератури недостатньо висвітлено післяопераційний напружено-деформований стан (НДС) компонентів грудної клітки, пластини, що дозволило б прогнозувати результати майбутньої операції [4]. Крім того, під час дослідження НДС на моделях грудної клітки не враховували взаємодію ребер із хребцями.

Тому актуальними є побудова та створення динамічної функціональної моделі грудної клітки з хребтовим стовпом, найбільш наближеної до реальності, в якій враховані можливості рухомого з'єднання як у передньому відділі між грудиною та ребрами, так і в задньому опорному комплексі між суглобовими масами ребер і хребтового стовпа. Це дасть можливість вивчати патологічні стани, які виникають у разі лікоподібної деформації грудної клітки, для дослідження НДС системи «грудина – ребра – хребет» під час хірургічної корекції за умов моделювання торакопластики за D. Nuss.

Мета роботи: побудувати функціональну модель грудної клітки з хребтовим стовпом, в якій враховані можливості суглобового з'єднання між ребрами та хребтом, що дозволяє моделювати лікоподібну деформацію за наближених до реальності умов, її хірургічну корекцію, прогнозувати результати й обирати оптимальні параметри майбутньої торакопластики.

Матеріал і методи

У дослідженні для побудови розрахункової моделі за основу взято модель хребта, розроблену в лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». На підставі даних про властивості ребер, наведених у роботах

R. Schwend, Z. Li [5, 6], й анатомічні особливості їхнього функціонального руху [7, 8] створено розрахункову геометричну модель у нормі (рис. 1, а–г) та з лікоподібною деформацією (рис. 1, д–и).

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [9–12], використані характеристики (E — модуль пружності Юнга, ν — коефіцієнт Пуассона) наведені в таблиці.

Для оцінювання впливу можливості рухомого з'єднання створеної моделі в нормі за навантаження вибрано дію сили 40 Н у сагітальній площині, прикладеної до рукоятки грудни (рис. 2, а, б).

У випадку відтворення операції за D. Nuss дію сил прикладено за схемою, запропонованою T. Nagasao і співавт. [13], тобто до грудни в сагітальній площині прикладене навантаження 160 Н, а в місцях кріплення пластини на реберну пару R6 — опорні реакції по 80 Н (рис. 2, в, г). За такого навантаження відбувається вирівнювання змодельованого дефекту 5 см.

Для моделі в нормі закріплення виконано шляхом фіксації нижньої частини тіла L_V хребця і його суглобових мас, а для моделі з деформацією — нижньої частини тіла L_V хребця та його суглобових мас і додатково — верхньої частини тіла Th_1 хребця. Величини м'язових сил не враховано.

Моделі будували в програмі SolidWorks [14]. Основні розрахунки зроблені з використанням програми ANSYS. Для оцінювання напруженого стану обрані напруження за Мізесом [15] як найінформативніші.

Результати та їх обговорення

Для порівняння й оцінювання впливу на НДС руху в суглобових поверхнях з'єднання ребер із хребцями виконано розрахунки на двох варіантах моделі грудної клітки в нормі: у першому в суглобових з'єднаннях ребер із хребцями допущено рухомість (модифікація контакту «No Separation»), у другому — ні («Bonded»).

Таблиця
Механічні характеристики матеріалів,
використаних для моделювання

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона (ν)
Коркова кістка	18 350,0	0,30
Губчаста кістка	330,0	0,30
Грудина	1500,0	0,30
Хрящ	24,5	0,40
Міжхребцевий диск	4,2	0,45

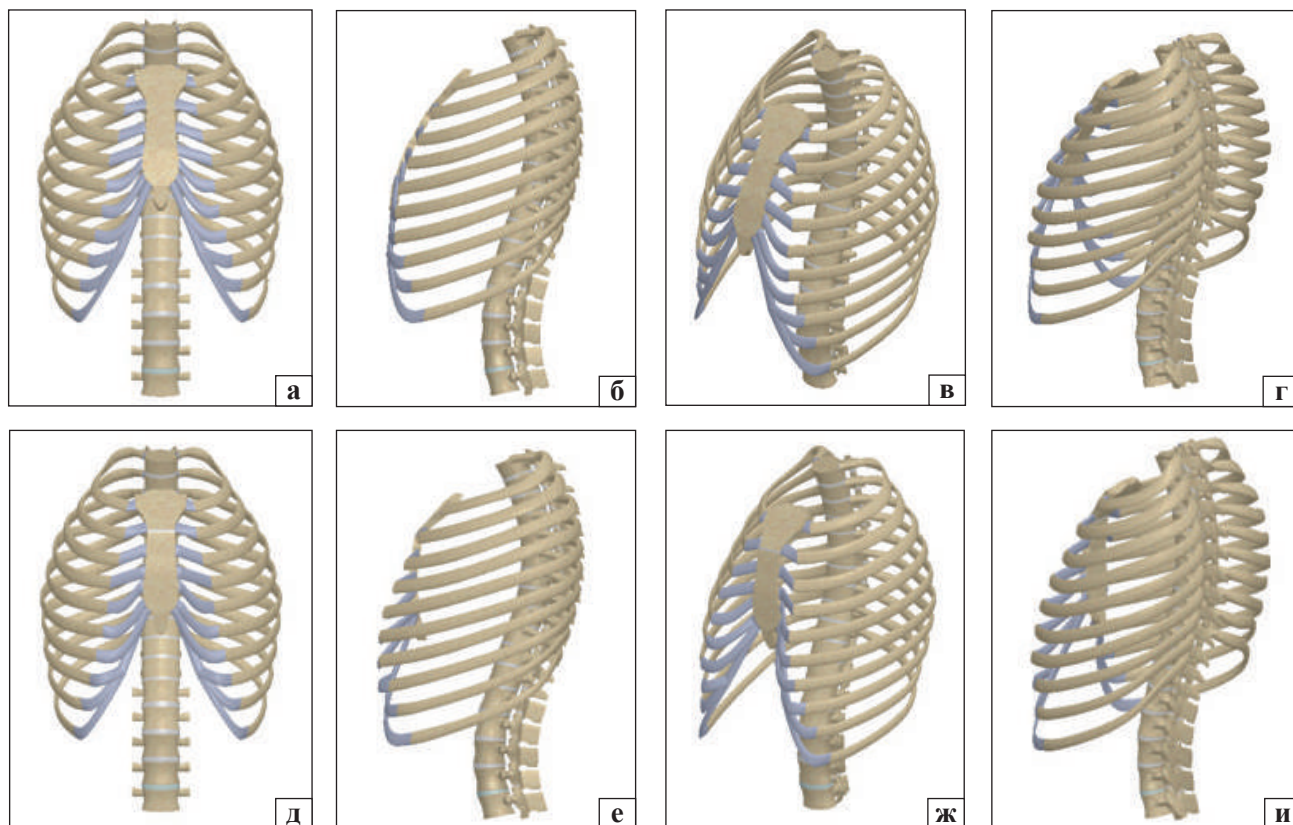


Рис. 1. Геометрична модель грудної клітки в нормі (а–г) та з лійкоподібною деформацією (д–и)

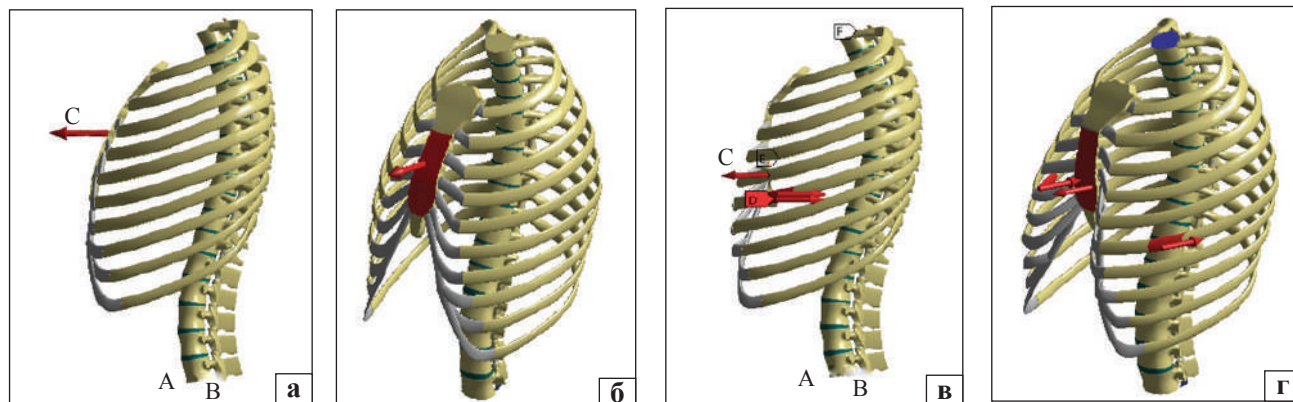


Рис. 2. Навантаження та закріплення моделей в нормі (а, б) та в разі лійкоподібною деформації грудної клітки (в, г). А, В — закріплення, С — сила

Аналіз результатів для першого варіанта розрахунку показав (рис. 3, а–в), що найбільш напруженими ділянками є зовнішні, латеральні поверхні ребер I–V, а також задня частина поперекового відділу хребта L₁–L_v. На рис. 3, б відображено також недеформовану модель, де добре видно, що деформація відбувається за рахунок повороту ребер у суглобах і зміщення груднини в напрямку вперед та вгору. Зсув хребтового стовпа незначний.

У другому варіанті розрахунку (рис. 3, г–е) більш напруженими виявилися ребра IV–VII

і задня частина поперекового відділу хребта L₁–L_v. На рис. 3, д, як і для першого варіанта розрахунку, відображена недеформована модель. Встановлено, що характер деформації змінився: вона утворюється через зміщення груднини вперед. Зсув вниз відбувається через більший нахил хребтового стовпа. Тобто, за наявності рухів у суглобах деформування здійснюється внаслідок зміщення ребер, а за відсутності можливості рухів у суглобах викривлення відбувається більшою мірою через нахил хребтового стовпа.

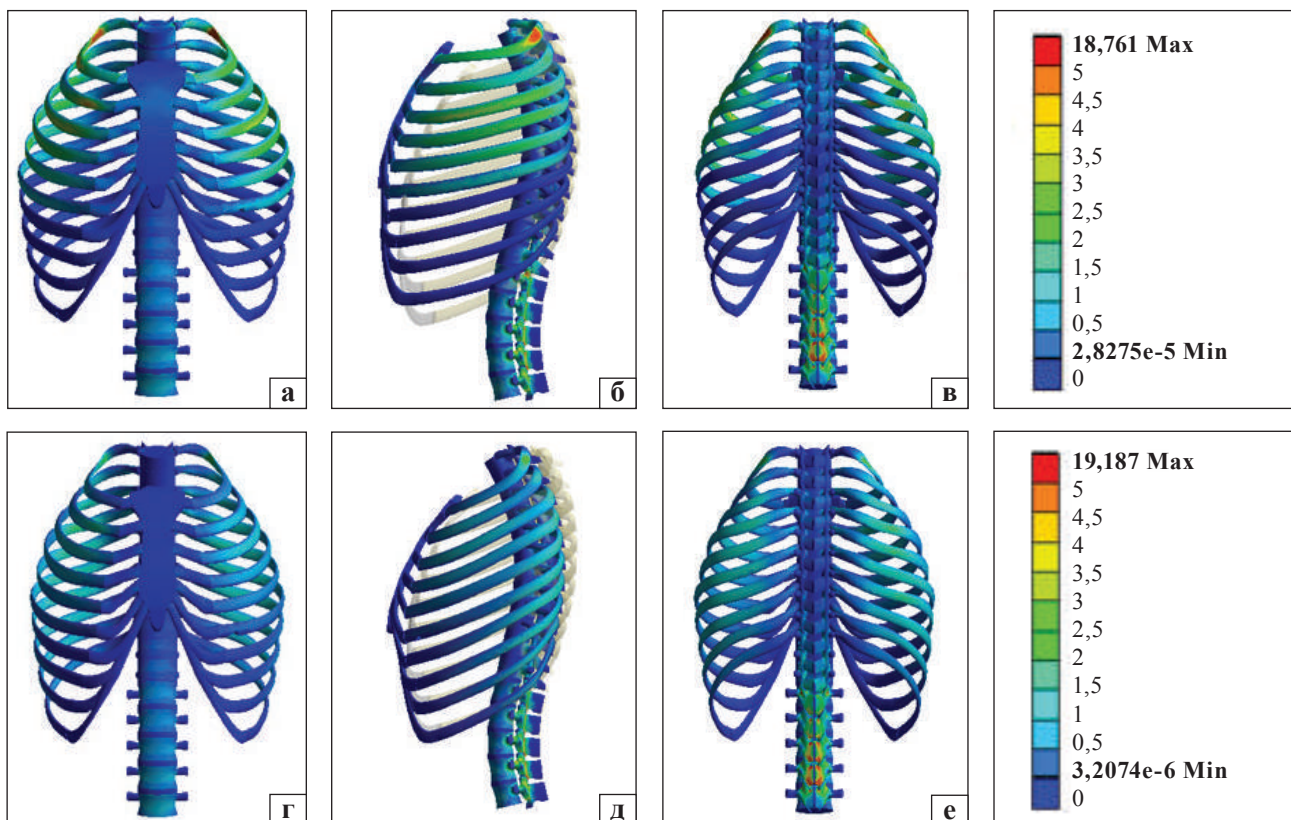


Рис. 3. Розподіл напружень за Мізесом у розрахунковій моделі: варіант контакту «No Separation» (а–в) та «Bonded» (г–е)

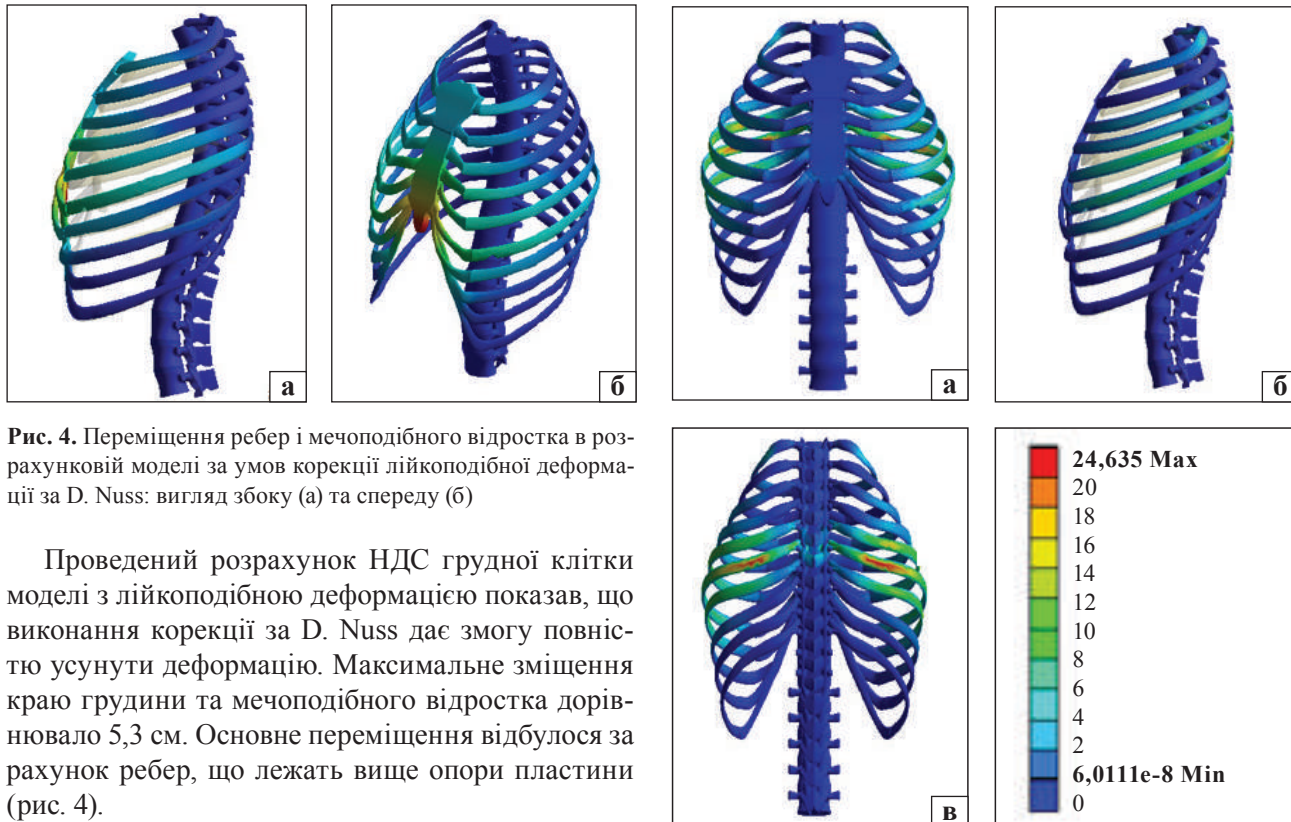


Рис. 4. Переміщення ребер і мечоподібного відростка в розрахунковій моделі за умов корекції лікоподібної деформації за D. Nuss: вигляд збоку (а) та спереду (б)

Проведений розрахунок НДС грудної клітки моделі з лікоподібною деформацією показав, що виконання корекції за D. Nuss дає змогу повністю усунути деформацію. Максимальне зміщення краю груднини та мечоподібного відростка дорівнювало 5,3 см. Основне переміщення відбулося за рахунок ребер, що лежать вище опори пластини (рис. 4).

Аналіз НДС цієї моделі показав (рис. 5), що найбільші напруження відчували пари ребер V–VII. Максимальне значення напруження за Мізесом

Рис. 5. Розподіл напружень за Мізесом у розрахунковій моделі за умов корекції лікоподібною деформації за D. Nuss: вигляд спереду (а), збоку (б), ззаду (в)

25 МПа виявлено на задній зовнішній поверхні пари ребер VI (рис. 5, в). У хребтовому стовпі підвищений напружений стан зафіксовано в хребцях Th_V–Th_{VI}. Зона концентрації напружень із максимальною величиною 9,6 МПа розташована в коренях дуг хребця Th_{VI}.

Аналіз зробленого розрахунку виявив, що корекція лікоподібної деформації грудної клітки за допомогою операції D. Nuss призводить до нерівномірного розподілу НДС у грудній клітці та хребтовому стовпі. При цьому найбільші зміщення отримані для пар ребер I–V, проте напружений стан у парах ребер I–IV незначний, а їхнє зміщення відбувається завдяки можливості повороту в реброво-хребцевих суглобах. Найнапруженішими виявилися пари ребер V–VII із найбільшою зоною концентрації напружень на зовнішній задній поверхні пари ребер VI. Серед ребер V–VII найменш напруженою є сьома пара. У хребтовому стовпі найнапруженішими були хребці Th_V–Th_{VI} із найбільшою зоною концентрації напружень у коренях дуг хребця Th_{VI}.

Таким чином, створена динамічна математична модель грудної клітки дає можливість провести достовірний аналіз біомеханічної взаємодії пластини з грудною кліткою, аналізувати НДС побудованих моделей у нормі, з і без урахування суглобових з'єднань між ребрами та хребцями. Крім того, дає змогу змодельовати операцію за D. Nuss і вивчити біомеханічні зміни, що відбуваються в системі «грудина – ребра – хребет», визначити ділянки максимальних навантажень і меж безпечності.

Висновки

У процесі математичного моделювання ВЛДГК та її одночасної корекції важливо враховувати можливість рухомості в реброво-хребцевих суглобах. Відсутність рухомості робить модель жорсткішою та не дає змогу значно змінювати об'єм грудної клітки, що спостерігають у реальності.

У разі моделювання корекції лікоподібної деформації грудної клітки за методикою D. Nuss найбільша зона концентрації напружень виявлена на зовнішній задній поверхні шостої пари ребер. У хребтовому стовпі найбільш напруженими виявилися хребці Th_V–Th_{VI}, проте максимальні напруження не перевищували допустимі значення, руйнівні для біологічних тканин. За умов нижчого проведення пластини необхідна корекція досягається з переважно кращими показниками НДС у розташованих вище елементах системи «грудина – ребра – хребет».

Результати — проведені дослідження, дозволять розробити раціональні модифікації торакопластики ВЛДГК, на основі методики D. Nuss, за умов одночасної повноцінної стабільної корекції та мінімальних біомеханічних навантажень у системі «грудина – ребра – хребет».

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

- 15-летний опыт лечения воронкообразной деформации грудной клетки у детей / А. Ю. Разумовский, А. Б. Алхасов, З. Б. Митупов [и др.] // *Детская хирургия*. — 2016. — Т. 20 (6). — С. 284–287. — DOI: 10.18821/1560-9510-2016-20-6-284-287.
- Nuss D. Nuss bar procedure: past, present and future / D. Nuss, R. J. Obermeyer, R. E. Kelly // *The Annals of Cardiothoracic Surgery*. — 2016. — Vol. 5 (5). — P. 422–433. — DOI: 10.21037/acs.2016.08.05.
- Development of a computer-aided design and finite-element analysis combined method for customized Nuss bar in pectus excavatum surgery / L. Xie, S. Cai, L. Xie [et al.] // *Scientific Reports*. — 2017. — Vol. 7 (1). — Article ID: 3543. — DOI: 10.1038/s41598-017-03622-y.
- Awrejcewicz J. The finite element model of human rib cage / J. Awrejcewicz, B. Luczak // *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*. — 2007. — Vol. 45. — P. 25–32.
- Patterns of rib growth in the human child / R. M. Schwend, J. A. Schmidt, J. L. Reigut [et al.] // *Spine Deformity*. — 2015. — Vol. 3 (4). — P. 297–302. — DOI: 10.1016/j.jspd.2015.01.007.
- Influence of mesh density, cortical thickness and material properties on human rib fracture prediction / Z. Li, M. W. Kindig, D. Subit, R. W. Kent // *Medical Engineering & Physics*. — 2010. — Vol. 32 (9). — P. 998–1008. — DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.06.
- 3D reconstruction of the human rib cage from 2D projection images using a statistical shape model / J. Dworzak, H. Lamecker, J. von Berg [et al.] // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. — 2010. — Vol. 5 (2). — P. 111–124. — DOI: 10.1007/s11548-009-0390-2.
- Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction / M. Mohr, E. Abrams, C. Engel [et al.] // *Journal of Biomechanics*. — 2007. — Vol. 40. — P. 1310–1317. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.017.
- Awrejcewicz J., Luczak B. Dynamics of human thorax with Lorenz pectus bar / J. Awrejcewicz, B. Luczak : *Proceeding XXII symposium «Vibrations in physical systems»*. — Poznan-Bedlewo, 2006.
- Finite element modeling of C4–C6 cervical spine unit / N. Yoganandan, S. C. Kumaresan, L. Voo [et al.] // *Medical engineering & physics*. — 1996. — Vol. 18 (Pt 7). — P. 569–574. — DOI: 10.1016/1350-4533(96)00013-6.
- Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафрод, Ю. Ж. Саулгозис. — Рига : Зинатне, 1980. — 320 с.
- Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотило. — Киев : Наукова думка, 1990. — 224 с.
- Stress distribution on the thorax after the Nuss procedure for pectus excavatum results in different patterns between adult and child patients / T. Nagasao, J. Miyamoto, T. Tamaki [et al.] // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. — 2007. — Vol. 134 (6). — P. 1502–1507. — DOI: 10.1016/j.jtcvs.2007.08.013.

14. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
15. Zienkiewicz O. C. The finite element method for solid and structural mechanics / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor. — 6th edition. Butterworth-Heinemann, 2005. — 736 p.

Стаття надійшла до редакції 05.03.2021

MATHEMATICAL MODELING OF THE CHEST, ITS FUNNEL-SHAPED DEFORMATION AND THORACOPLASTY

M. O. Kaminska¹, V. A. Degtuar¹, O. V. Yaresko²

¹ SE «Dnipropetrovsk Medical Academy of Ministry of Health Ukraine»

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

✉ Marianna Kaminska, MD, PhD: mkaminska0307@gmail.com

✉ Valerii Degtuar, MD, Prof., Department of the Pediatric Surgery, orthopedics and traumatology: Vdihtiar2017@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com