

**БИОМЕХАНИКА ОПЕРАЦИИ ПО ИСПРАВЛЕНИЮ
ВОРОНКООБРАЗНОГО ДЕФЕКТА ГРУДНОЙ КЛЕТКИ****С.С. Гаврюшин, Д.А. Грибов**МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация
e-mail: gss@bmstu.ru; gribov_denis@mail.ru

Изложены алгоритм и программная реализация численного моделирования процесса хирургической коррекции воронкообразной деформации грудной клетки. Рассмотрен случай симметричной деформации грудной клетки у пациента мужского пола. Трехмерная конечно-элементная модель грудной клетки пациента и процесс моделирования малоинвазивной коррекции воронкообразной деформации (операция Насса) выполнены с помощью современных программных комплексов. Построенная модель включает в себя ребра, грудину, реберные хрящи, позвонки, межпозвоночные диски, корректирующие пластины. Соединения реберных хрящей с ребрами и грудinou, а также соединения ребер с позвонками принимались неподвижными. Учет взаимодействия пластин с грудinou осуществляется путем создания поверхности контакта из трехмерных контактных конечных элементов. Проведен анализ напряженно-деформированного состояния грудной клетки и корректирующих пластин после операции. Адекватность этих результатов установлена на основе обработки имеющихся экспериментальных данных.

Ключевые слова: грудная клетка, воронкообразная деформация, операция Насса, конечно-элементная модель.

**BIOMECHANICS OF OPERATION TO CORRECT A PECTUS
EXCAVATUM DEFORMITY****S.S. Gavryushin, D.A. Gribov**Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation
e-mail: gss@bmstu.ru; gribov_denis@mail.ru

The algorithm and program implementation of numerical simulation of the process of surgical correction of pectus excavatum deformity are set forth. A case of symmetrical chest deformation of a male patient is considered. The construction of a three-dimensional finite-element model of the patient thorax and the simulation of a process of the low invasive correction of the funnel chest deformation (Nuss procedure for pectus excavatum) are performed using the modern program complexes. The constructed model includes ribs, sternum, costal cartilages, vertebrae, intervertebral disks, and correcting bars. Joints of costal cartilages with ribs and sternum as well as joints of ribs with vertebrae were assumed to be immobile. Taking into account the interaction between the bars and the sternum has been implemented by means of creation of the contact surface out of three-dimensional contact finite elements. The analysis of stress and strain state of the chest and the correcting bars is performed after the operation. The adequacy of these results is established on the basis of processing of the experimental data available.

Keywords: thorax, pectus excavatum, Nuss procedure, finite element model.

Введение. Методы математического моделирования, опирающиеся на возможности современной компьютерной томографии, вычислительной техники и конечно-элементного анализа, активно используются для решения широкого ряда прикладных научных проблем,

возникающих при проведении операций с биомеханическими объектами. Важнейшими среди них является медицинские операции, для которых применение методов математического моделирования открывает перспективу научно обоснованного и строго индивидуального подхода к лечению.

Цель работы — изучение проблемы математического моделирования хирургического лечения наиболее распространенной врожденной деформации передней стенки грудной клетки — воронкообразной деформации.

Согласно имеющимся данным, воронкообразная деформация есть у 0,6...2,3% населения и составляет 91% врожденных пороков развития грудной клетки. Причина деформации — дефект костной и соединительной ткани, вызывающий неправильное развитие ребер и хрящей, что формирует вогнутость передней стенки грудной клетки (рис. 1, а). В зависимости от степени выраженности такой тип деформации может вызывать снижение сердечной и дыхательной функций, а также боль в грудной клетке и ребрах. Психологическое состояние пациентов с воронкообразной деформацией грудной клетки часто тяжелое: человек ощущает свою неполноценность, развиваются комплексы, самоизоляция [1].

В 1998 г. Д. Насс опубликовал результаты 10-летней практики хирургического лечения воронкообразной деформации грудной клетки с применением малоинвазивной технологии, которая впоследствии получила название «операция Насса» [2]. В ходе операции на грудной клетке выполняются два небольших боковых разреза, через которые внутрь клетки вводится заранее изогнутая металлическая пластина. Поворотом пластины вокруг ее оси на 180° грудина и передние отделы ребер возвращаются в нормальное положение и надежно фиксируются в нем. При этом осуществляется сильное воздействие на ребра, грудину, реберные хрящи и позвоночный столб. Подобная операция длится 1,5–2 ч. Пациенты хорошо переносят послеоперационный период и возвращаются к полноценной жизни через несколько недель после хирургического вмешательства. Для закрепления результата и полной коррекции деформации грудной клетки пластину оставляют на три–четыре года. Пластина удаляется через разрезы кожи по линиям старых послеоперационных рубцов.

Лучшие результаты операции Насса достигаются при коррекции деформации симметричного типа (рис. 1, б). Наиболее сложны случаи глубокой деформации грудной клетки, а также асимметричная деформация (рис. 1, в). Результаты операции могут быть неудовлетворительными, полученная форма грудной клетки может отличаться от желаемой.

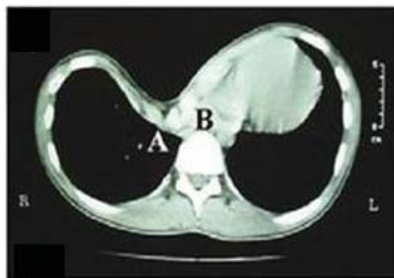
В связи с этим возникла необходимость в создании программно-аппаратных средств поддержки операции Насса, позволяющих планировать и оценивать результаты будущей операции. Описанный далее



а



б



в

Рис. 1. Фотография пациента с воронкообразной деформацией (*а*), снимки пациента с симметричным (*б*) и асимметричным (*в*) типами деформации

алгоритм получения индивидуальных моделей грудных клеток и проведения моделирования операции Насса основан на использовании современных расчетных программных комплексов и программных комплексов обработки изображений.

Материалы и методы. В статье рассмотрен случай симметричной воронкообразной деформации грудной клетки пациента мужского пола 18 лет. Операция по исправлению деформации проводилась в Московском областном научно-исследовательском клиническом институте им. М.Ф. Владимирского (МОНИКИ). В результате пациенту установили две корректирующие пластины, изготовленные из титана BT1-0. При предоперационном обследовании пациента была получена компьютерная томограмма (КТ) грудной клетки, содержащая 126 растровых изображений в формате DICOM размером $0,88 \times 0,88$ пиксел. Расстояние между изображениями составляло 3 мм. Аналогичная КТ была получена через несколько месяцев после операции. Повторное компьютерное исследование проводилось по медицинским показаниям в связи с развитием у пациента спонтанного пневмоторакса.

Преобразование растровых изображений в трехмерную твердотельную модель грудной клетки осуществлялось с помощью программного комплекса Amira 5.0, предназначенного для разносторонней обработки КТ. После импорта томограммы пациента в комплекс Amira 5.0 первоначально на каждом изображении выделялись области, относящиеся к различным типам тканей. Разработанная модель грудной клетки включает в себя ребра (1–8), реберные хрящи (1–8),

грудину, позвонки (L1–L2), (T1–T12, C7) и межпозвоночные диски. Поскольку механические характеристики мягких тканей (мышцы, кожный покров и др.) значительно ниже механических характеристик костной и хрящевой ткани, эти типы тканей были исключены из модели.

Определение областей, относящихся к костной и хрящевой тканям, выполнялось в автоматическом режиме путем задания пороговой рентгеновской плотности по шкале Хаунсфилда для соответствующего типа ткани (рис. 2). В связи с тем, что рентгеновская плотность реберных хрящей и межпозвоночных дисков совпадает с рентгеновской плотностью других тканей, корректировка этих областей выполнялась вручную. Затем генерировались поверхностные модели грудных клеток, где области, относящиеся к различным типам тканей, рассматриваются как односвязные области, однозначно определяемые ограничивающими поверхностями. Ограничивающие поверхности представляют собой фасеточные (многогранные) поверхности, составленные из плоских треугольных элементов. С учетом полученных поверхностных моделей создавались объемные модели, основанные на тетраэдральных элементах.

Операция Насса моделировалась с помощью конечно-элементного пакета ANSYS 14.5. Передача объемной модели из комплекса Amira 5.0 в пакет ANSYS 14.5 осуществлялась с использованием программного пакета Altair HyperMesh, где проверялось качество конечно-элементной сетки, задавался тип конечного элемента ANSYS, а также выполнялись другие подготовительные операции. После импорта конечно-элементной сетки из пакета Altair HyperMesh в пакет ANSYS 14.5 в модель вводились корректирующие пластины. Форма и положение пластин в грудной клетке определялись по результатам обработки послеоперационной КТ. В результате была получена конечно-элементная модель, построенная с помощью восьмиузлового элемента SOLID185 в опциях тетраэдра и гексаэдра с тремя степенями

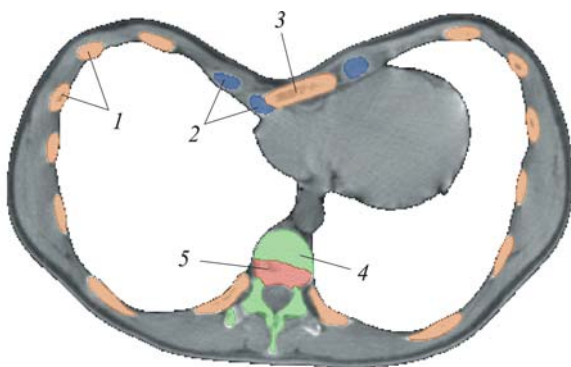


Рис. 2. Определение областей, относящихся к различным типам тканей, на послойном изображении грудной клетки:

1 — ребра; 2 — реберные хрящи; 3 — грудину; 4 — позвонок; 5 — межпозвоночный диск

свободы в каждом узле. Корректирующие пластины фиксировались в требуемом положении с помощью определения кинематических связей между узлами, принадлежащими пластине, ребрам и грудице. Связи устанавливались так, чтобы пластины не мешали свободному деформированию грудной клетки. Учет взаимодействия пластин с грудицей осуществлялся генерацией поверхности контакта из трехмерных контактных конечных элементов TARGE170 (наружная поверхность пластин), CONTA175 (внутренняя поверхность грудицы). Число узлов в модели составляло 99 211, число элементов — 440 263.

Значения механических характеристик элементов были взяты из работ [3–5] и приведены ниже. Материалы элементов моделировались как линейно-упругие и изотропные, соединения реберных хрящей с ребрами и грудицей, а также соединение ребер с позвонками — как неподвижные. В связи с тем, что во время операции в грудной клетке возникают значительные перемещения, расчет выполнялся с учетом геометрической нелинейности.

Значения механических характеристик элементов

	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона
Ребра	11 500	0,30
Реберные хрящи	24,5	0,40
Позвонки	500	0,30
Межпозвоночные диски	4	0,45
Корректирующие пластины	115 000	0,30

Моделирование процесса операции было разделено на два шага. На первом шаге модель нагружалась, что позволяло приподнять грудицу над корректирующими пластинами. Для этого к узлам, принадлежащим грудице, была приложена сила (F), а к относящимся к ребрам узлам, которые расположены на поверхности контакта ребер с пластинами — опорные реакции (R). На рис. 3 приведены результат обработки послеоперационной КТ и конечно-элементная модель грудной клетки с приложенными силами. Такая схема нагружения модели рассмотрена в работах [4, 6, 7]. Для того чтобы на первом шаге моделирования исключить взаимодействие между пластинами и грудицей, к контактным элементам CONTA175, TARGE170 применялась опция “Смерть элементов”. На втором шаге осуществлялась разгрузка модели. Подъемная сила и опорные реакции удалялись, а к контактным элементам применялась опция “Рождение”. Основные задачи исследования — оценка напряженно-деформированного состояния грудной клетки и корректирующих пластин после операции; определение контактных сил, возникающих на поверхности контакта пластин с грудицей.

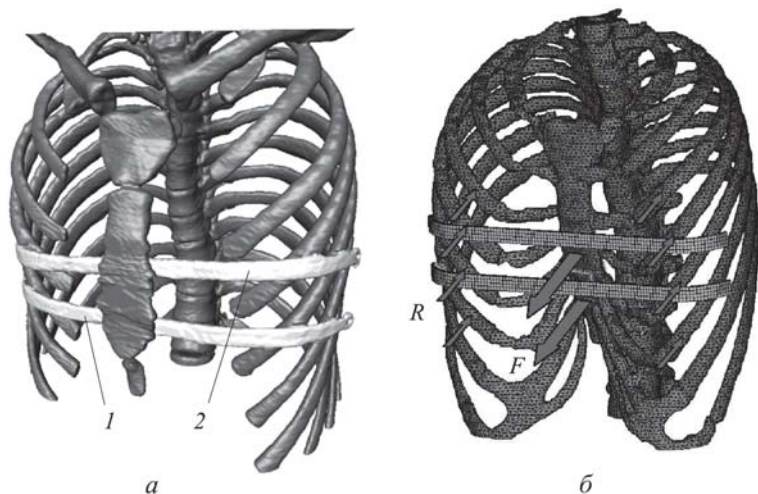


Рис. 3. Результат обработки послеоперационной КТ (а) и конечно-элементная модель грудной клетки с приложенными силами (б):
1, 2 – первая и вторая корректирующие пластины

Результаты и обсуждение. Результаты проведенного анализа при индексе деформации грудной клетки 6,5 мм и подъеме конца грудины 53,3 мм приведены ниже:

Перемещение конца грудины, мм	54,5
Контактное усилие на пластине, Н:	
первой	147,9
второй	9,7
Максимальные эквивалентные напряжения, МПа:	
в грудной клетке	46,5
в первой пластине	219,3
во второй пластине	21,7

Фактический подъем конца грудины измерялся на основании обработки предоперационной и послеоперационной КТ. Экспериментальное определение подъемной силы, требуемой для успешного исправления деформации, приведено в работе [8]. В результате установлено, что требуемая подъемная сила для пациентов мужского пола в возрасте 18–48 лет принадлежит диапазону значений 170... 250 Н. Суммарное значение полученных контактных сил (157,6 Н) находится ниже диапазона значений, что обусловлено особенностью строения грудной клетки пациента. Поля распределения суммарных перемещений в модели грудной клетки приведены на рис. 4. Анализ напряженно-деформированного состояния модели показал, что максимальные напряжения сконцентрированы на ребрах 3–7 со стороны задней стенки грудной клетки. Максимальные деформации сосредоточены на обоих концах реберных хрящей 3–7 в местах соединения с ребрами и

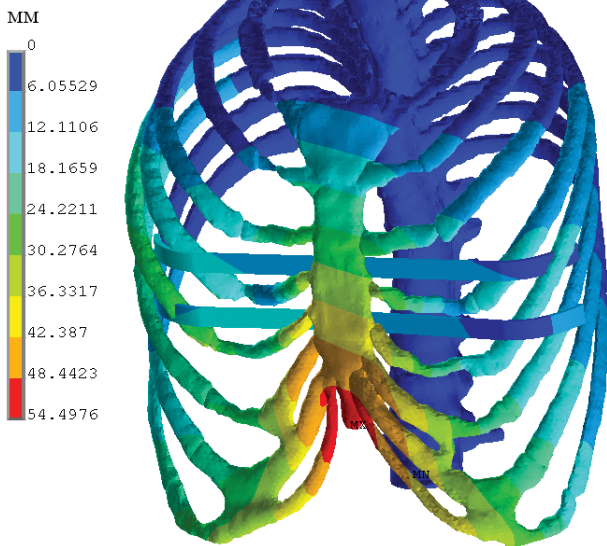


Рис. 4. Поля распределения суммарных перемещений в модели грудной клетки

грудиной. Этот результат подтвержден клиническим опытом, показывающим, что операция Насса в редких случаях может приводить к разрушению реберно-хрящевых соединений в послеоперационном периоде. Результаты оценки напряженно-деформированного состояния ребер и хрящей также согласуются с результатами, представленными в работах [4, 6].

В работе [9] описано два случая образования грудного сколиоза после исправления глубоких деформаций асимметричного типа с помощью операции Насса. Оценка влияния процедуры Насса на развитие грудного сколиоза у пациентов с асимметричным типом деформации приведена в работе [7]. Установлено, что в зависимости от направления и степени деформации операция может приводить как к ухудшению, так и к исправлению имеющегося сколиоза. В связи с этим оценка влияния процедуры Насса на позвоночный столб имеет немаловажное значение. В рассматриваемом случае максимальные напряжения и деформации, возникающие в области соединения ребер с позвонками, незначительны. Клинические наблюдения за пациентами с симметричным типом деформации показали, что такая процедура не приводит к каким-либо серьезным изменениям формы позвоночного столба.

Анализ результатов показал, что максимальные значения эквивалентных напряжений, возникающих в первой пластине, не превышают предела текучести материала пластин (290 МПа). При этом вторая пластина оказалась практически ненагруженной, что также было установлено в ходе операции. Несмотря на это, в медицинской практике при глубоких деформациях обычно устанавливаются две пластины.

Заключение. Разработанный алгоритм и программная реализация численного моделирования процесса хирургической коррекции воронкообразной деформации грудной клетки с помощью операции Насса позволяет оценивать послеоперационное напряженно-деформированное состояние грудной клетки, позвоночного столба и корректирующих пластин. Использование подобных моделей в дальнейшем может помочь при планировании операций для пациентов со сложными деформациями. Определение оптимальной формы корректирующих пластин, число пластин и оптимальное место их расположения являются наиболее важными параметрами для подобных операций.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кузьмичев В.А. Информационный ресурс о реконструктивной и эстетической хирургии грудной клетки: [Электронный ресурс]. URL: <http://www.pectusexcavatum.ru> (Дата обращения: 01.04.2013).
2. Nuss D., Kelly R.E., Croitoru D.P., Katz M.E. A 10-year review of minimally invasive technique to the correction of pectus excavatum // J. of Pediatric Surgery. 1998. No 33. P. 545–552.
3. Kurutz M. Finite element modelling of human lumbar spine: [Электронный ресурс] // Budapest University of Technology and Economics. 2010. Ch. 9. P. 209–236. InTech. URL: <http://www.intechopen.com/books/finiteelement-analysis/finite-element-modelling-of-human-lumbar-spine> (Дата обращения: 01.04.2013).
4. Pei Yeh Chang, Zhen-Yu Hsu, Da-Pan Chen, Jin-Yao Lai, Chao-Jan Wang. Preliminary analysis of the forces on the thoracic cage of patients with pectus excavatum after the Nuss procedure // Clinical Biomechanics. 2008. No 23. P. 881–885.
5. Vaziri A., Nayeb-Hashemi H., Akhavan-Tafti B. Computational model of rib movement and its application in studying the effects of the age-related thoracic cage calcification on respiratory system // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2010. Vol. 13. Issue 2. P. 257–264.
6. Nagasao T., Miyamoto J., Tamaki T., Ichihara K., Jiang H., Taguchi T. et al. Stress distribution on the thorax after the Nuss procedure for pectus excavatum results in different patterns between adult and child patients // The J. of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2007. No 134. P. 1502–1507.
7. Nagasao T., Noguchi M., Miyamoto J., Jiang H., Ding W., Shimizu Y. et al. Dynamic effect of the Nuss procedure on the spine in asymmetric pectus excavatum // The J. of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2010. No 140. P. 1294–1299.
8. Weber P.G., Huemmer H.P., Reingruber B. Forces to be overcome in correction of pectus excavatum // J. of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2006. No 132. P. 1369–1373.
9. Niedbala A., Adams M., Boswell W.C., Considine J.M. Acquired thoracic scoliosis following minimally invasive repair of pectus excavatum // American Surgeon. 2003. No 69. P. 530–533.

REFERENCES

- [1] Kuz'michev V.A. Informatsionnyy resurs o rekonstruktivnoy i esteticheskoy khirurgii grudnoy kletki [Information resource about reconstructive and cosmetic surgery of the chest]. Available at: <http://www.pectusexcavatum.ru> (accessed 01.04.2013).

- [2] Nuss D., Kelly R.E., Croitoru D.P., Katz M.E. A 10-year review of minimally invasive technique to the correction of pectus excavatum. *J. Pediatr. Surg.*, 1998, no. 33, pp. 545–552.
- [3] Kurutz M. Finite element modelling of human lumbar spine. In: Moratal D. Finite element analysis. Ch.9. InTech Publ., 2010, pp. 209–236. Available at: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis/finite-element-modelling-of-human-lumbar-spine> (accessed 01.04.2013).
- [4] Pei Yeh Chang, Zhen-Yu Hsu, Da-Pan Chen, Jin-Yao Lai, Chao-Jan Wang. Preliminary analysis of the forces on the thoracic cage of patients with pectus excavatum after the Nuss procedure. *Clin. Biomech.*, 2008, no. 23, pp. 881–885.
- [5] Vaziri A., Nayeb-Hashemi H., Akhavan-Tafti B. Computational model of rib movement and its application in studying the effects of the age-related thoracic cage calcification on respiratory system. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, 2010, vol. 13, no. 2, pp. 257–264.
- [6] Nagasao T., Miyamoto J., Tamaki T., Ichihara K., Jiang H., Taguchi T. Stress distribution on the thorax after the Nuss procedure for pectus excavatum results in different patterns between adult and child patients. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 2007, no. 134, pp. 1502–1507.
- [7] Nagasao T., Noguchi M., Miyamoto J., Jiang H., Ding W., Shimizu Y. Dynamic effect of the Nuss procedure on the spine in asymmetric pectus excavatum. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 2010, no. 140, pp. 1294–1299.
- [8] Weber P.G., Huemmer H.P., Reingruber B. Forces to be overcome in correction of pectus excavatum. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 2006, no. 132, pp. 1369–1373.
- [9] Niedbala A., Adams M., Boswell W.C., Considine J.M. Acquired thoracic scoliosis following minimally invasive repair of pectus excavatum. *Am. Surg.*, 2003, no. 69, pp. 530–533.

Статья поступила в редакцию 15.05.2013

Сергей Сергеевич Гаврюшин — д-р техн. наук, профессор, заведующий кафедрой “Компьютерные системы автоматизации производства” МГТУ им. Н.Э. Баумана. Автор более 200 научных работ в области механики деформируемого твердого тела, численных методов анализа инженерных задач, нелинейного поведения тонкостенных конструкций, биомеханики.

МГТУ им. Н.Э. Баумана, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5.

S.S. Gavryushin — Dr. Sci. (Eng.), professor, head of “Computer Systems for Production Automation” department of the Bauman Moscow State Technical University. Author of more than 200 publications in the field of mechanics of deformable solids, numerical methods to analyze engineering problems, nonlinear behavior of thin-walled structures, biomechanics.

Bauman Moscow State Technical University, Vtoraya Baumanskaya ul., 5, Moscow, 105005 Russia.

Денис Алексеевич Грибов — старший научный сотрудник ЗАО “ПЕТРОХИМ ИНЖИНИРИНГ”, аспирант МГТУ им. Н.Э. Баумана. Автор трех научных работ в области численных методов анализа инженерных задач (МКЭ), биомеханики.

МГТУ им. Н.Э. Баумана, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5.

D.A. Gribov — senior researcher of JSC “PETROCHIM ENGINEERING”, post-graduate of the Bauman Moscow State Technical University. Author of three publications in the field of numerical methods to analyze engineering problems (finite element method), biomechanics.

Bauman Moscow State Technical University, Vtoraya Baumanskaya ul., 5, Moscow, 105005 Russia.