



УДК 531/534: [57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ВОРОНКООБРАЗНОЙ ДЕФОРМАЦИИ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

С.С. Гаврюшин¹, В.А. Кузьмичев², Д.А. Грибов³

¹ Кафедра компьютерных систем автоматизации производства Московского государственного технического университета имени Н.Э. Баумана, Россия, 105005, Москва, ул. 2-я Бауманская, 5, стр. 1, e-mail: gss@spacenet.ru

² Хирургическое торакальное отделение Московского областного научно-исследовательского клинического института имени М.Ф. Владимирского (МОНИКИ), Россия, 129110, Москва, ул. Щелкина, 61/2, e-mail: vakuzmichev@gmail.com

³ Кафедра прикладной механики Московского государственного технического университета имени Н.Э. Баумана, Россия, 105005, Москва, ул. 2-я Бауманская, 5, стр.1, e-mail: gribov_denis@mail.ru

Аннотация. Кратко описываются алгоритм и программная реализация численного моделирования хирургической коррекции воронкообразной деформации грудной клетки. Рассматривается случай одного пациента мужского пола с симметричным типом деформации. Исходными данными являлись предоперационная и послеоперационная компьютерные томограммы грудной клетки. Обработка томограмм и создание предоперационной и послеоперационной моделей грудной клетки осуществлялись при помощи программного комплекса Amira. Моделирование миниинвазивной коррекции воронкообразной деформации (операция Насса) выполнялось при помощи программного комплекса ANSYS. Экспорт предоперационной модели грудной клетки из Amira в ANSYS реализовывался с применением специализированного программного пакета Altair Hypermesh. Предоперационная конечно-элементная модель включает в себя ребра, грудину, реберные хрящи, позвонки, межпозвоночные диски, корректирующие пластины. Моделирование операции было разделено на два шага. На первом шаге осуществлялось нагружение модели, позволяющее приподнять грудину над корректирующими пластинами. На втором шаге производилась разгрузка модели, позволяющая смоделировать плавное опускание грудины на расположенные под ней пластины. Проведен анализ напряженно-деформированного состояния грудной клетки и корректирующих пластин, получаемого непосредственно после операции. Выполнена оценка влияния механических характеристик биологических тканей на полученные результаты. Адекватность результатов моделирования устанавливалась на основе обработки имеющихся экспериментальных данных. Определены направления дальнейших исследований.

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

ВВЕДЕНИЕ

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

© Гаврюшин С.С., Кузьмичев В.А., Грибов Д.А., 2014

Гаврюшин Сергей Сергеевич, д.т.н., заведующий кафедрой компьютерных систем автоматизации производства, Москва

Кузьмичев Владимир Александрович, к.м.н., хирург отделения торакальной хирургии, Москва

Грибов Денис Алексеевич, аспирант кафедры прикладной механики, Москва

научных проблем, возникающих при проведении операций с биомеханическими объектами. Безусловно, важнейшими среди них являются медицинские операции, для которых использование математического моделирования открывает перспективу научно обоснованного и строго индивидуального подхода к лечению. Данная статья посвящена проблеме математического моделирования хирургического лечения наиболее распространенной врожденной деформации передней стенки грудной клетки – воронкообразной деформации.

Воронкообразная деформация отмечается у 0,6–2,3% населения и составляет 91% всех врожденных деформаций грудной клетки [1]. Причиной деформации считается дефект костной и соединительной тканей, вызывающий неправильное развитие ребер и хрящей, что формирует вогнутость передней стенки грудной клетки (рис. 1).

Данный вид деформации, в зависимости от степени выраженности, может вызывать снижение сердечной и дыхательной функций, а также боль в грудной клетке, ребрах. Психологическое состояние пациентов с воронкообразной деформацией грудной клетки часто тяжелое: человек ощущает свою неполноценность, развиваются комплексы, самоизоляция [3].

В 1998 г. доктор Дональд Насс опубликовал результаты десятилетней практики хирургического лечения воронкообразной деформации с применением малоинвазивной технологии, которая впоследствии получила название «операция Насса» [12]. В ходе операции на боковых поверхностях грудной клетки в пятом или шестом межреберье производятся два небольших разреза, через которые вводится заранее изогнутая С-образная металлическая пластина. Первоначально пластина устанавливается вогнутой поверхностью вверх (рис. 2, а).

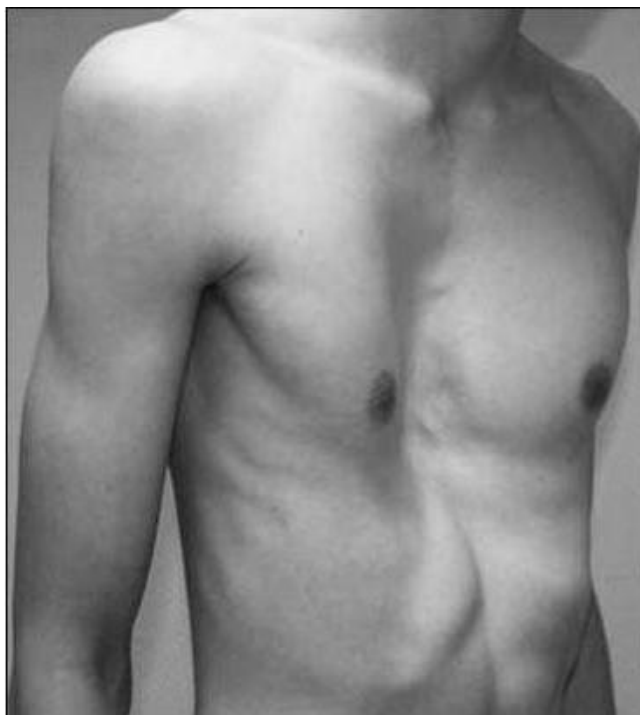


Рис. 1. Фото пациента с воронкообразной деформацией грудной клетки

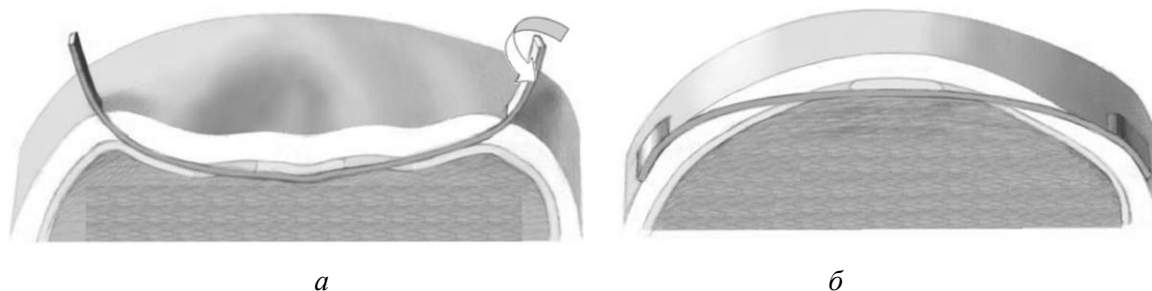


Рис. 2. Установка корректирующей пластины в грудной клетке при проведении операции Насса: *а* – начальное положение пластины; *б* – конечное положение пластины

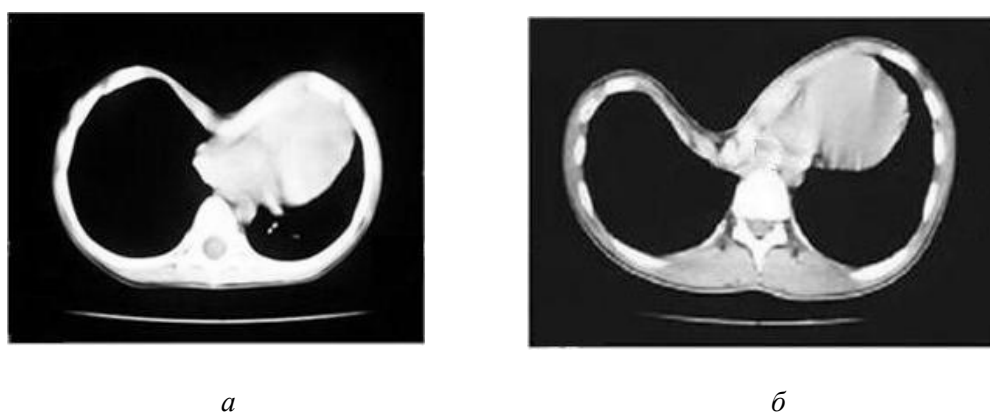


Рис. 3. Снимки компьютерной томографии пациента: *а* – симметричный тип деформации; *б* – асимметричный тип деформации

Затем при помощи специальных инструментов выполняется поворот пластины вокруг ее оси на 180° , что выводит грудину и передние отделы ребер в нормальное, естественное положение (рис. 2, *б*). При этом производится сильное воздействие на ребра, грудину, реберные хрящи и позвоночный столб. Фиксация пластины к ребрам осуществляется посредством длительно рассасывающегося шовного материала. Подобная операция длится в течение 1–1,5 ч. Пациенты хорошо переносят послеоперационный период и возвращаются к полноценной жизни через несколько недель после хирургического вмешательства. Для закрепления результата и полной коррекции деформации пластину оставляют на срок до 3–4 лет, после чего ее удаляют.

Лучшие результаты операции Насса достигаются при коррекции деформаций симметричного типа (рис. 3, *а*). Наиболее сложными являются случаи с глубокими деформациями, а также асимметричным типом деформации, представленным на рис. 3, *б*. В таких случаях результаты операции могут быть не идеальными, полученная форма грудной клетки может отличаться от желаемой.

В связи с этим возникла необходимость в создании программно-аппаратных средств поддержки операции Насса, позволяющих проводить планирование и оценивать результаты будущей операции. Описанный ниже подход по получению индивидуальных моделей грудных клеток и проведению моделирования операции Насса основан на использовании современных расчетных программных комплексов и программных комплексов обработки изображений.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В данном исследовании рассматривается случай пациента мужского пола 18 лет с симметричным типом воронкообразной деформации. Операция по исправлению воронкообразной деформации проводилась в Московском областном научно-исследовательском институте им. М.Ф. Владимирского (МОНИКИ). В результате операции пациенту были установлены две корректирующие пластины длиной 350 мм, шириной 13 мм и толщиной 3,5 мм, изготовленные из титана марки ВТ6.

При предоперационном обследовании пациента была получена компьютерная томограмма грудной клетки, содержащая 126 растровых изображений в формате *DICOM* с размером пикселя $0,88 \times 0,88$ мм. Расстояние между изображениями составляло 3 мм. Аналогичная компьютерная томограмма была получена через несколько месяцев после операции. Повторное компьютерное исследование проводилось в связи с развившимся у пациента спонтанным пневмотораксом, по медицинским показаниям.

Преобразование растровых изображений предоперационной и послеоперационной компьютерной томограммы в трехмерную твердотельную модель грудной клетки осуществлялось с применением программного комплекса *Amira 5.0*, предназначенного для разносторонней обработки компьютерных томограмм. После импорта компьютерной томограммы пациента в *Amira* первоначально на каждом изображении выделялись области, относящиеся к различным типам тканей. Разработанная предоперационная модель грудной клетки включает в себя ребра 1–8, реберные хрящи 1–8, грудину, позвонки *L1–L2*, *T1–T12*, *C7* и межпозвоночные диски. Послеоперационная модель включает в себя ребра 1–8, реберные хрящи 1–8, грудину, позвоночный столб и корректирующие пластины. Разделение позвоночного столба на позвонки и межпозвоночные диски в данной модели не проводилось. Мышцы, кожный покров и другие мягкие ткани не учитывались в обеих моделях.

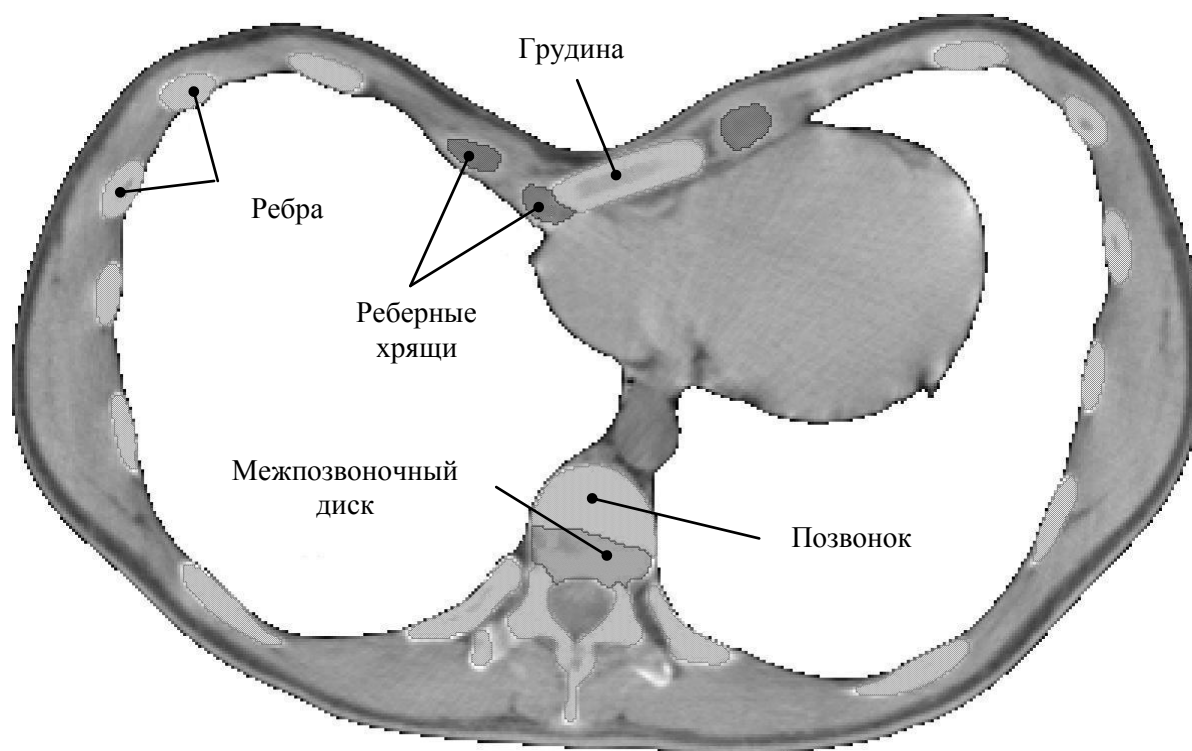


Рис. 4. Определение областей, относящихся к различным типам тканей, на послойном изображении

Определение областей, относящихся к костной и хрящевой ткани, выполнялось в автоматическом режиме посредством задания порогового значения рентгеновской плотности по шкале Хаунсфилда для соответствующего типа ткани. В связи с тем, что рентгеновская плотность реберных хрящей и межпозвоночных дисков совпадает с рентгеновской плотностью других тканей, корректировка данных областей выполнялась вручную. На рис. 4 представлено послойное изображение компьютерной томограммы, обработанное в *Amira*. После этого генерировалась поверхностная модель грудной клетки, 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. Далее на основе полученной поверхностной модели создавалась объемная модель, основанная на тетраэдральных конечных элементах.

Моделирование операции Насса проводилось с помощью конечно-элементного пакета *ANSYS 14.5*. Передача полученной предоперационной конечно-элементной модели из *Amira* в *ANSYS* осуществлялась с применением программного пакета *Altair HyperMesh*, где проверялось качество конечно-элементной сетки, задавался тип конечного элемента *ANSYS*, а также выполнялся ряд других подготовительных операций. После импорта конечно-элементной сетки из *HyperMesh* в *ANSYS* в модель включались корректирующие пластины. Форма и положение пластин в грудной клетке определялись по результатам замеров, выполненных на послеоперационной модели (рис. 5, а).

В результате была получена конечно-элементная модель, построенная с помощью восьмиузловых элементов *SOLID185* в опциях тетраэдра и гексаэдра с тремя степенями свободы в каждом узле. Фиксация корректирующих пластин в требуемом положении осуществлялась при помощи определения контактных взаимодействий

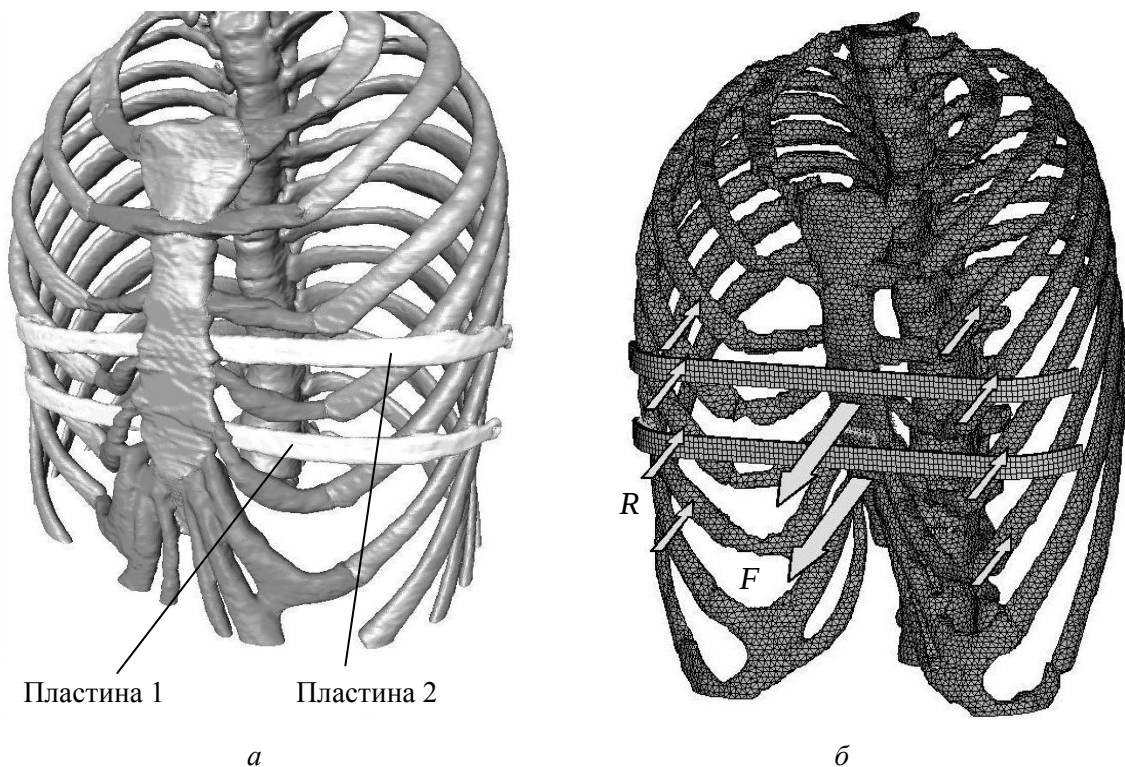


Рис. 5. Моделирование операции Насса: а – результат обработки послеоперационной компьютерной томограммы; б – конечно-элементная модель грудной клетки с приложенными усилиями

между пластинами, ребрами и грудиной методом многоточечных связей (MPC-алгоритм). С этой целью наружная поверхность ребер и грудины покрывалась трехмерными контактными элементами типа *CONTA175*, а внутренняя поверхность пластин – *TARGE170*. При этом установленные связи допускают свободное линейное смещение пластин относительно ребер в направлении фронтальной оси, а также свободное смещение грудины относительно пластин в направлении сагиттальной оси.

Подобные ограничения делают возможным свободное деформирование грудной клетки при сохранении заданного положения пластин относительно грудины и ребер. Контактное взаимодействие пластин с грудиной моделировалось посредством создания дополнительной поверхности контакта. Внутренняя поверхность грудины покрывалась элементами типа *CONTA175*, а наружная поверхность пластин – *TARGE170*. Для численного решения нелинейной контактной задачи применялась итерационная процедура расширенного метода множителей Лагранжа (*Augmented Lagrange method*).

Подвижность в реберно-хрящевых, грудино-хрящевых, межхрящевых и реберно-позвоночных соединениях не учитывалась в расчете. Узлы, принадлежащие нижней части позвонка *L2* и верхней части позвонка *C7*, фиксировались от перемещений по всем степеням свободы. В связи с тем, что во время операции в грудной клетке возникают значительные перемещения, расчет проводился с учетом геометрической нелинейности. Количество узлов в модели – 99 211, количество элементов – 440 263.

Материалы биологических тканей и пластин моделировались однородными, изотропными и линейно-упругими. Значения свойств материалов приведены в табл. 1 [2, 5, 7, 8, 13, 15]. Для модуля упругости и предела прочности биологических тканей указаны средние значения и стандартное отклонение. Представленные механические характеристики материала ребер получены в работе [13] для компактной костной ткани ребер при испытании соответствующих образцов на растяжение. Аналогичные характеристики приняты для костной ткани грудины. Механические характеристики гиалинового хряща, составляющего реберные хрящи, а также предел прочности грудных позвонков при сжатии приняты в соответствии с исследованием [15]. Указанное значение модуля упругости материала позвонков установлено в работе [7] при испытании на сжатие образцов, включающих как компактную, так и губчатую костную ткань позвонков. Принятые свойства материала межпозвоночных дисков основаны на результатах испытаний на растяжение внешних слоев фиброзных колец, представленных в работах [5, 9]. Механические характеристики корректирующих пластин представлены в работе [2].

Моделирование операции было разделено на два шага. На первом шаге осуществлялось нагружение модели, позволяющее приподнять грудину над корректирующими пластинами. С этой целью к узлам, принадлежащим грудины, было приложено подъемное усилие F , а к узлам, принадлежащим ребрам, расположенным в области контакта ребер с пластинами, – опорные реакции R . На рис. 5, б представлена конечно-элементная модель грудной клетки с приложенными усилиями. Описанная схема нагружения модели представлена в работах [6, 9, 10]. Для того чтобы на первом шаге исключить взаимодействие между пластинами и грудиной, к контактным элементам *CONTA175*, *TARGE170*, расположенным на внутренней поверхности грудины и наружной поверхности пластин, применялась опция «смерти» элементов. Таким образом, после нагружения модели пластин остаются в ненагруженном состоянии, сохраняя свое положение относительно ребер и грудины. На втором шаге производилась разгрузка модели. Подъемное усилие и опорные реакции удалялись, а к контактным элементам применялась опция «рождения».

Таблица 1

Механические свойства материалов

Элемент	Модуль упругости, МПа	Предел прочности, МПа	Коэффициент Пуассона
Рёбра, грудина	$13\,500 \pm 2\,600$	$112,1 \pm 24,5$	0,3
Реберные хрящи	$24,5 \pm 4,9$	$0,45 \pm 0,014$	0,4
Позвонки	374 ± 208	$3,63 \pm 0,01$	0,3
Межпозвоночные диски	$7,2 \pm 3,1$	$1,7 \pm 0,8$	0,45
Корректирующие пластины	115 000	400	0,3

Использование подобного подхода позволяет смоделировать плавное опускание грудины на расположенные под ней пластины. Основными задачами исследования являлись: оценка напряженно-деформированного состояния грудной клетки и корректирующих пластин после операции; определение контактных усилий, возникающих в области контакта пластин с грудиной. Для оценки влияния механических характеристик биологических тканей на полученные результаты расчеты проводились при минимальных, средних и максимальных значениях характеристик, приведенных в табл. 1.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты проведенного анализа представлены в табл. 2. Анализ полученных результатов включал в себя сравнение расчетной и фактической форм грудной клетки, оценку полученных значений подъемных усилий, а также оценку напряженного состояния основных элементов грудной клетки и пластин. Основными параметрами, по которым оценивалось изменение формы грудной клетки, являлись подъем нижней точки грудины, изменение ширины грудной клетки. Фиксация грудины в требуемом положении является основной задачей операции, а изменение ширины грудной клетки, наблюдаемое в клинической практике, обусловлено давлением, оказываемым на ребра со стороны пластин. Измерения, проведенные на предоперационной и послеоперационной модели, показали, что фактический подъем нижней точки грудины составляет 53,3 мм. Расчетные значения перемещений конца грудины превышают фактическое значение.

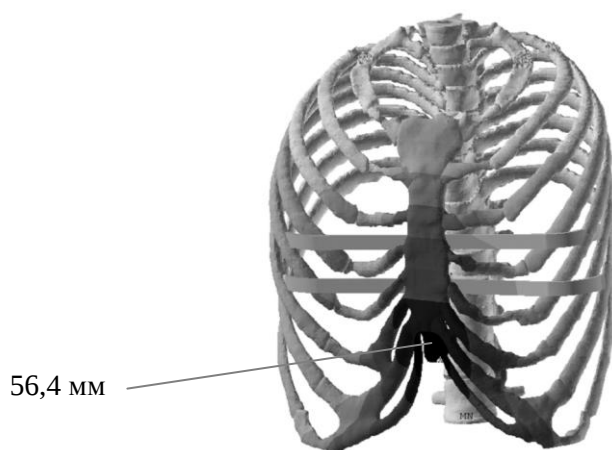


Рис. 6. Поля распределения суммарных перемещений в модели грудной клетки

Таблица 2

Результаты исследования

Параметр	Механические характеристики		
	Мин.	Средние	Макс.
Перемещение конца грудины, мм	56,6	56,4	55,8
Ширина грудной клетки, мм	320,6	319,8	319,0
Контактное усилие на пластине 1, Н	166,9	202,1	231,0
Контактное усилие на пластине 2, Н	20,6	40,7	56,7
Максимальный прогиб пластины 1, мм	4,7	5,9	6,5
Максимальный прогиб пластины 2, мм	0,1	0,3	0,7
Максимальные значения эквивалентных напряжений, МПа			
Ребра	56,9	75,5	94,9
Реберные хрящи	5,3	7,6	8,8
Грудина	11,1	11,3	11,7
Позвонки	7,0	9,1	12,0
Межпозвоночные диски	0,2	0,2	0,2
Пластина 1	241,5	297,0	325,0
Пластина 2	23,1	32,4	54,4

Максимальное отклонение, полученное при минимальных механических характеристиках, составляет 3,3 мм. Ширина грудной клетки, составляющая до операции 305,1 мм, после операции практически не изменилась. При этом максимальное расчетное изменение ширины равно 15,5 мм. Полученные расхождения между фактическими и расчетными параметрами формы грудной клетки могут быть обусловлены пренебрежением мышечным аппаратом, упрощенным моделированием материалов биологических тканей, неучетом адаптации грудной клетки к приложенной нагрузке и другими факторами. Рис. 6 демонстрирует поля распределения суммарных перемещений в модели грудной клетки.

Экспериментальное определение подъемного усилия, требуемого для успешного исправления деформации, было проведено в работе [14]. В результате исследования установлено, что требуемое подъемное усилие для пациентов мужского пола в возрасте 18–48 лет лежит в диапазоне 170–250 Н. Расчетные суммарные значения контактных усилий составляют 187,5–287,7 Н. Таким образом, суммарное контактное усилие, полученное при максимальных механических характеристиках материалов, лежит выше экспериментального диапазона. Анализ напряженного состояния ребер показал, что максимальные напряжения сконцентрированы на ребрах с третьего по седьмое со стороны задней стенки грудной клетки (рис. 7). Представленные максимальные значения эквивалентных напряжений, полученные на наружной поверхности пятого ребра, не превышают заданного предела прочности. Максимальные напряжения для реберных хрящей, полученные на внутренней поверхности пятого хряща в области грудино-хрящевого соединения, превышают предел прочности гиалинового хряща. Данный результат подтверждается клиническим опытом, показывающим, что процедура Насса в редких случаях может приводить к частичному разрыву грудино-

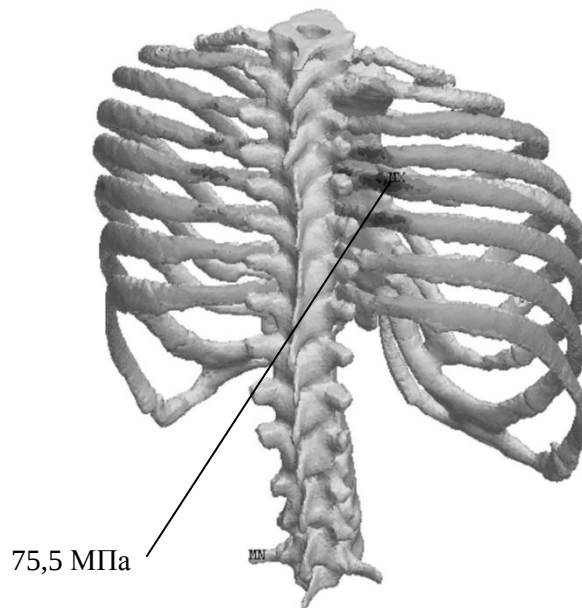


Рис. 7. Поля распределения эквивалентных напряжений в модели грудной клетки

хрящевых соединений в послеоперационном периоде. Повышенные значения напряжений также могут быть обусловлены пренебрежением подвижностью в указанных соединениях. Результаты оценки напряженно-деформированного состояния ребер и хрящей согласуются с результатами, представленными в работах [6, 9]. Максимальные напряжения для грудины, полученные в области контакта внутренней поверхности грудины с пластиной 1, не превышают установленного предела прочности.

В клинической практике установлено, что операция Насса часто приводит к возникновению умеренных и сильных болей вдоль позвоночного столба, продолжающихся до полугода после операции. В работе [11] описано два случая образования грудного сколиоза после исправления глубоких деформаций асимметричного типа при помощи операции Насса. Оценка влияния операции Насса на развитие грудного сколиоза у пациентов с асимметричным типом деформации приведена в работе [10]. Авторами 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 операции Насса на позвоночный столб имеет немаловажное значение. В нашем случае максимальные напряжения, возникающие в области соединения четвертого ребра с позвонками $T3$, $T4$, превышают принятые для позвонков величины предела прочности. Полученный результат может быть обусловлен пренебрежением подвижностью реберно-позвоночных соединений. Представленные максимальные значения эквивалентных напряжений для наружной поверхности межпозвоночного диска, расположенного между позвонками $T3$, $T4$, являются незначительными. Клинические наблюдения за пациентами с симметричным типом деформации показали, что данная операция не приводит к каким-либо разрушениям реберно-позвоночных соединений или серьезным изменениям формы позвоночного столба.

На рис. 8 представлены поля распределения эквивалентных напряжений в корректирующих пластинах. Максимальные значения эквивалентных напряжений, возникающих в пластине 1, не превышают заданного значения предела прочности материала пластин. Однако напряжения, полученные при средних и максимальных

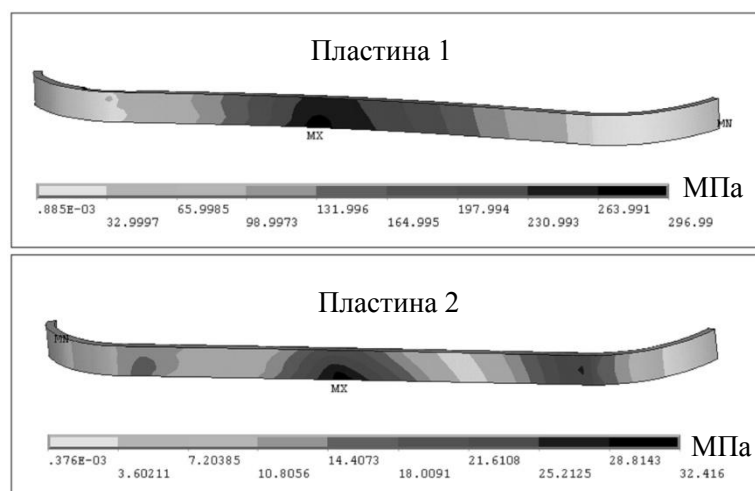


Рис. 8. Поля распределения эквивалентных напряжений в корректирующих пластинах

механических характеристиках биологических тканей, выше предела текучести для данной марки титана (290 МПа), что может привести к возникновению местных пластических деформаций в области контакта пластины с грудиной. В клинической практике после удаления корректирующих пластин отмечается незначительное изменение их первоначальной формы (прогиб в центральной части), что особенно характерно для пациентов старше 18 лет. Пластина 2 оказалась значительно менее нагруженной по сравнению с пластиной 1. Несмотря на это, в медицинской практике для столь глубоких деформаций обычно устанавливаются две пластины.

В результате проведенного исследования установлено, что точность задания механических свойств биологических тканей имеет принципиальное значение при определении напряженно-деформированного состояния элементов грудной клетки и пластин. Наиболее перспективной в данном направлении является возможность дискретного задания модуля упругости тканей в зависимости от характеристик изображений компьютерной томографии (оттенков серого, единиц Хаунсфилда). Анализ напряженно-деформированного состояния нижней челюсти человека, проведенный в работе [4], может служить примером использования подобного подхода. Оценка влияния степени дискретизации модели на получаемые результаты, учет мышечного аппарата грудной клетки, а также учет подвижности грудино-хрящевых и реберно-позвоночных соединений являются важными задачами дальнейших исследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный алгоритм и программная реализация численного моделирования операции Насса позволяют проводить оценку послеоперационного напряженно-деформированного состояния грудной клетки, позвоночного столба и корректирующих пластин. Анализ полученных результатов выявил необходимость проведения дальнейших исследований, направленных на повышение точности определения индивидуальных свойств биологических тканей и проведение оценки влияния принятых при моделировании допущений на результаты расчетов.

Использование разработанного подхода в дальнейшем может помочь при планировании операций для пациентов со сложными деформациями. Определение оптимальной формы корректирующих пластин, количество пластин и оптимальное место их расположения являются наиболее важными параметрами для подобных операций.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бисенков Л.Н. Торакальная хирургия. Руководство для врачей. – СПб.: Гиппократ, 2004. – 1918 с.
2. Ильин А.А., Колачев Б.А., Польшкин И.С. Титановые сплавы. Состав, структура, свойства. Справочник. – М.: ВИЛС-МАТИ, 2009. – 520 с.
3. Кузьмичев В.А. Информационный ресурс о реконструктивной и эстетической хирургии грудной клетки [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.pectusexcavatum.ru> (дата обращения: 22.11.2013).
4. Чуйко А.Н., Калиновский Д.К., Левандовский Р.А., Грибов Д.А. Биомеханическое сопровождение операций в челюстно-лицевой хирургии с использованием программ MIMICS и ANSYS // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2012. – № 2. – С. 57–63.
5. Adams M.A., Green T.P. Tensile properties of human annulus fibrosus. I. The contribution of fibre-matrix interactions of tensile stiffness and strength // *European Spine Journal*. – 1993. – Vol. 2, № 4. – P. 203–208.
6. Chang P.Y., Hsu Z.Y., Chen D.P., Lai J.Y., Wang C.J. Preliminary analysis of the forces on the thoracic cage of patients with pectus excavatum after the Nuss procedure // *Clinical Biomechanics*. – 2008. – № 23. – P. 881–885.
7. El Masri F., Sapin de Broses E., Rhissassi K., Skalli W., Mitton D. Apparent Young's modulus of vertebral cortico-cancellous bone specimens // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2012. – Vol. 15, № 1. – P. 23–28.
8. Green T.P., Adams M.A., Dolan P. Tensile properties of human annulus fibrosus. II. Ultimate tensile strength and fatigue life // *European Spine Journal*. – 1993. – Vol. 2, № 4. – P. 209–214.
9. Nagasao T., Miyamoto J., Tamaki T., Ichihara K., Jiang H., Taguchi T., Yozu R., Nakajima T. Stress distribution on the thorax after the Nuss procedure for pectus excavatum results in different patterns between adult and child patients // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. – 2007. – № 134. – P. 1502–1507.
10. Nagasao T., Noguchi M., Miyamoto J., Jiang H., Ding W., Shimizu Y., Kishi K. Dynamic effect of the Nuss procedure on the spine in asymmetric pectus excavatum // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. – 2010. – № 140. – P. 1294–1299.
11. Niedbala A., Adams M., Boswell W.C., Considine J.M. Acquired thoracic scoliosis following minimally invasive repair of pectus excavatum // *American Surgeon*. – 2003. – № 69. – P. 530–533.
12. 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 // *Journal of Pediatric Surgery*. – 1998. – № 33. – P. 545–552.
13. Subit D., del Pozo de Dios E., Velazquez-Ameijide J., Arregui-Dalmases C., Crandall J. Tensile material properties of human rib cortical bone under quasi-static and dynamic failure loading and influence of the bone microstructure on failure characteristics [Электронный ресурс]. – URL: <http://arxiv.org/abs/1108.0390> (дата обращения: 11.11.2013).
14. Weber P.G., Huemmer H.P., Reingruber B. Forces to be overcome in correction of pectus excavatum // *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. – 2006. – № 132. – P. 1369–1373.
15. Yamada H. Strength of biological materials. – Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1970. – 297 p.

BIOMECHANICAL SIMULATION OF PECTUS EXCAVATUM SURGICAL TREATMENT

S.S. Gavrushin, V.A. Kuzmichev, D.A. Gribov (Moscow, Russia)

Algorithm and software implementations of numerical simulation of pectus excavatum surgical treatment are briefly described. The case of male patient with symmetrical type of deformation is considered. Preoperative and postoperative computer tomography scans of the thorax were the initial data. Computer tomography scans processing and creation of preoperative and postoperative models were performed using software package Amira. Modelling of minimally invasive correction of pectus excavatum (Nuss procedure) was performed with software package ANSYS. Export of the preoperative thorax model from Amira to ANSYS was carried out with software package Altair Hypermesh. The preoperative finite element model includes ribs, sternum, costal cartilages, vertebrae, intervertebral disks, corrective bars. Simulation of the surgery was divided into two steps. Loading of the model allowing lifting the sternum above the corrective bars was performed in the first step.

Unloading of the model allows simulating the gradual lowering of the sternum to the bars located underneath was performed in the second step. Stress-strain state analysis of the thorax and correction bars obtained directly after surgery has been performed. Estimation of the influence of biological tissue mechanical properties on the results was accomplished. The adequacy of the results is determined on the basis of experimental data processing. The areas of further researches were identified.

Key words: thorax, pectus excavatum, Nuss procedure, finite element model.

Получено 26 мая 2013