

На правах рукописи



Грибов Денис Алексеевич

**РАЗРАБОТКА БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ И МЕТОДИКИ
ПЛАНИРОВАНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ
ВОРОНКООБРАЗНОЙ ДЕФОРМАЦИИ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ**

Специальность 01.02.08 – Биомеханика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2016

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана».

Научный руководитель: **Гаврюшин Сергей Сергеевич**
доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты: **Воробьев Евгений Иванович**
доктор технических наук, профессор, Институт машиноведения им. А.А. Благонравова РАН (ИМАШ РАН), главный научный сотрудник;

Перфильев Сергей Андреевич
кандидат технических наук, Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии (ЦНИИС), научный сотрудник рентгенологического отделения.

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского Российской академии наук (ИПМех РАН), г. Москва.

Защита состоится «29» июня 2016 г. в 12:00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.14 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале Ученого Совета по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д.5, стр.1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте www.bmstu.ru

Автореферат разослан «__» _____ 2016г.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенных гербовой печатью, просьба направлять по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр.1, МГТУ им. Н.Э. Баумана, ученому секретарю диссертационного совета Д 212.141.14.

Ученый секретарь
диссертационного совета



Самородов Андрей
Владимирович

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Воронкообразная деформация грудной клетки (ВДГК) отмечается у 0,6-2,3% населения и составляет 91% всех врожденных деформаций грудной клетки (ГК). Причиной деформации считается дефект костной и соединительной ткани, вызывающий неправильное развитие ребер и хрящей, что формирует вогнутость передней стенки ГК (Рис. 1).



Рис. 1. Фото пациента с ВДГК

На сегодняшний день наиболее распространенным способом лечения ВДГК является т.н. «операция Насса», использующая малоинвазивную технологию. В ходе операции воронкообразная деформация исправляется посредством установки внутри грудной клетки корректирующих пластин (КП), фиксирующих грудину в требуемом положении. Процесс установки КП внутри грудной клетки схематично представлен на Рис. 2, а, б. При этом производится сильное воздействие на ребра, грудину, реберные хрящи и позвоночный столб. Основным преимуществом операции являются минимальная травматичность и максимальный косметический эффект. Вместе с тем были зафиксированы различные осложнения, возникающие при использовании данной методики. Наиболее сложными являются случаи с глубокими и асимметричными деформациями. В таких случаях результаты операции могут быть не идеальными, полученная форма грудной клетки может отличаться от желаемой.

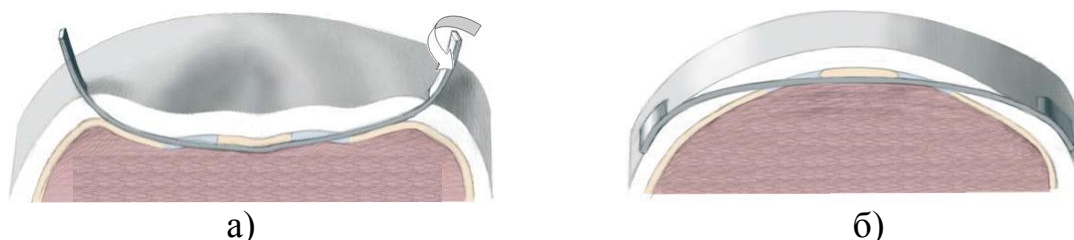


Рис. 2. Начальное (а) и конечное (б) положение КП внутри грудной клетки

В связи с этим возникла необходимость в создании методики прогнозирования результатов хирургического лечения ВДГК, позволяющей проводить планирование будущей операции. Послеоперационная форма грудной клетки, жесткость, форма, количество и место расположения КП являются основными параметрами, требующими индивидуального определения.

Анализ литературных источников выявил отсутствие описания комплексной методики, позволяющей проводить оценку послеоперационного напряженно-деформированного состояния компонентов грудной клетки, КП и прогнозировать результаты будущей операции. В связи с этим разработка подобной методики является актуальной научной задачей.

Цель исследования: разработка биомеханической модели и методики планирования хирургического лечения ВДГК, позволяющие проводить моделирование, оценивать результаты и осуществлять выбор оптимальных параметров будущей операции.

Для достижения поставленной цели исследования решались следующие задачи:

1. Анализ существующих подходов к созданию адекватной биомеханической модели грудной клетки и способов моделирования процесса хирургического лечения ВДГК.

2. Разработка методики создания биомеханической модели грудной клетки и моделирования хирургического лечения ВДГК, позволяющей прогнозировать результаты будущей операции.

3. Оценка адекватности полученной методики на основе сравнения результатов расчетов с имеющимися расчетными и экспериментальными данными.

4. Внедрение результатов работы в практику предоперационного планирования хирургического лечения ВДГК.

Методы исследования. При решении поставленной научной задачи использовались методы обработки изображений, методы создания и оптимизации расчетных поверхностных и объемных сеток, методы механики деформируемого твердого тела, методы математического моделирования, методы экспериментального исследования и обработки результатов.

Обоснованность и достоверность результатов определяются использованием известных положений фундаментальных наук, корректностью используемых математических моделей и их адекватностью реальным биомеханическим процессам, совпадением результатов моделирования с экспериментальными данными и результатами моделирования других авторов.

Научная новизна диссертационной работы определяется следующими результатами:

1. Разработаны методика и алгоритм создания биомеханической модели грудной клетки, учитывающей индивидуальные особенности строения ребер, грудины, реберных хрящей и позвоночного столба конкретного пациента.

2. Предложен новый способ конечно-элементного моделирования хирургического лечения ВДГК, позволяющий осуществлять оценку результатов будущей операции и определять оптимальную форму, количество и место расположения КП.

3. Выявлено влияние погрешности определения механических свойств биологических тканей, степени дискретизации конечно-элементной модели, а также пренебрежения подвижностью межкомпонентных соединений модели на качество получаемого послеоперационного прогноза на основе результатов численных и экспериментальных исследований.

Практическая ценность работы определяется разработкой методики, алгоритма и программной реализацией биомеханического моделирования

хирургического лечения ВДГК для конкретного пациента, позволяющих проводить оценку послеоперационного напряженно-деформированного состояния компонентов грудной клетки и КП; выдачей рекомендаций по планированию и проведению хирургического лечения ВДГК, позволяющих добиться требуемого результата и избежать послеоперационных осложнений.

Реализация результатов работы. Результаты диссертационной работы и разработанная методика в виде пакета прикладных программ внедрены в практику хирургического лечения врожденных деформаций грудной клетки в Московском областном научно-исследовательском институте им. М.Ф. Владимирского, Россия. Результаты внедрения подтверждены соответствующим актом.

Основные научные положения, выносимые на защиту:

1. Методика и алгоритм создания индивидуальной биомеханической модели грудной клетки, основанной на совместном использовании предоперационной компьютерной томографии (КТ) с размером пикселя не более $0,88 \times 0,88$ мм и шагом между снимками не более 1 мм, программных комплексов (ПК) обработки снимков КТ, обработки конечно-элементных моделей и конечно-элементного моделирования.

2. Методика и алгоритм моделирования хирургического лечения ВДГК, основанная на использовании возможностей программных комплексов конечно-элементного моделирования.

3. Численные результаты исследований, отображающие влияние погрешности определения механических свойств биологических тканей, степени дискретизации конечно-элементной модели, пренебрежения подвижностью межкомпонентных соединений модели на качество получаемого послеоперационного прогноза.

4. Сравнение численных и экспериментальных результатов исследований, подтверждающих возможность использования разработанной методики для выполнения оценки послеоперационного напряженно-деформированного состояния компонентов грудной клетки и КП, определения формы, количества и места расположения КП, выдачи рекомендаций по планированию и проведению хирургического лечения ВДГК.

Апробация работы. Основные положения диссертационной работы докладывались на VII Международном научном симпозиуме «Проблемы прочности, пластичности и устойчивости в механике деформируемого твердого тела». Тверь, 2010; на XXIV Международной конференции «Математическое моделирование в механике деформируемых твердых тел и конструкций. Методы конечных и граничных элементов». Санкт-Петербург, 2011; на VII Российско-Баварской конференции по биомедицинской инженерии. Эрланген (Германия), 2011; на Всероссийской конференции с элементами научной школы «Биометрические технологии». Москва, 2011; на научном семинаре кафедры компьютерных систем автоматизации производства МГТУ им. Н.Э. Баумана. Москва, 2013; на XVIII Международном симпозиуме «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» им. А.Г.

Горшкова. Ярополец, 2012; на 15-й Научно-технической конференции «МЕДТЕХ-2013». о. Мадейра (Португалия), 2013; на научном семинаре факультета биомедицинской техники МГТУ им. Н.Э. Баумана. Москва, 2015; на научном семинаре кафедры прикладной механики МГТУ им. Н.Э. Баумана. Москва, 2015.

Публикации. По материалам диссертации опубликованы 8 научных работ, в том числе 3 статьи в рецензируемых изданиях, рекомендованных ВАК РФ, 5 тезисов и материалов докладов.

Диссертация соответствует паспорту специальности 01.02.08

«Биомеханика» по пункту 4 «Изучение механики опорно-двигательной системы, плавания, полета и наземного движения животных, механики целенаправленных движений человека, движения совокупностей живых организмов, двигательной активности растений» и по пункту 6 «Разработка на основе методов механики средств для исследования свойств и явлений в живых системах, для направленного воздействия на них и их защиты от влияния внешних факторов».

Объем и структура диссертации. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, основных выводов, списка литературы из 107 наименований. Работа изложена на 156 страницах машинописного текста, содержит 100 рисунков и 19 таблиц.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении представлено описание причин и симптомов ВДГК, указана статистика заболевания, а также перечислены основные способы его лечения. Подробно описан процесс исправления деформации при проведении операции Насса. Указаны основные преимущества и недостатки данной операции.

Дана общая характеристика диссертационной работы: актуальность, цель, задачи исследований, научная новизна и практическая значимость, методы исследований, достоверность, реализация и внедрение полученных результатов, апробация и публикации, основные защищаемые положения.

В первой главе рассмотрены основные подходы к созданию модели грудной клетки и моделированию ее поведения при различных условиях нагружения (динамические, статические). Установлено успешное применение комплексного компьютерного метода, основанного на совместном использовании клинических исследований и современных расчетных комплексов.

Рассмотрение работ, посвященных моделированию операции Насса, показало, что во всех случаях создание моделей грудных клеток осуществлялось на основе предоперационного томографического исследования, а процесс моделирования операции выполнялся с использованием метода конечных элементов, реализованного в программном комплексе ANSYS. В исследованиях представлено два типа моделей грудных клеток:

1. Модель, аппроксимированная балочными элементами (Tomohisa Nagasao, Junpei Miyamoto, Tamotsu Tamaki и др.)
2. Модель, аппроксимированная тетраэдрами (Pei Yeh Chang, Zhen-Yu Hsu,

Da-Pan Chen, Jin-Yao Lai, Chao-Jan Wang).

Обе модели включали в себя ребра, грудину и реберные хрящи, и только первая модель содержала позвоночный столб. Принятой моделью материалов всех компонентов являлся однородный, изотропный, линейно-упругий материал. Моделирование операции во всех случаях выполнялось посредством приложения «подъемного усилия» к грудине и опорных реакций к ребрам, располагаемых на уровне установки корректирующих пластин (см. Рис. 7). Одним из основных недостатков обоих подходов к моделированию является отсутствие прогнозирования формы и оценки напряженно-деформированного состояния КП, что является крайне актуальным для глубоких и асимметричных типов деформаций.

В результате проведенного анализа установлено отсутствие описания комплексной методики, позволяющей проводить оценку послеоперационного напряженно-деформированного состояния компонентов грудной клетки и КП.

Во второй главе кратко описана анатомия грудной клетки человека, а также основные анатомические особенности ребер, грудины, реберных хрящей, позвонков и межпозвоночных дисков.

Принятой моделью материалов компонентов грудной клетки является однородный, изотропный, линейно-упругий материал, что соответствует подходу, представленному в работах ряда авторов (Tomohisa Nagasao, Pei Yeh Chang, J. Awrejcewicz и др.). По данным экспериментальных исследований (D. Subit, H. Yamada, F. El Masri, M.A. Adams и др.) для каждого компонента модели установлены средние значения и стандартные отклонения для модуля упругости и предела прочности, а также значения коэффициента Пуассона (Таблица 1). В результате выполненного сравнительного анализа установлено, что принятые диапазоны модулей упругости биологических тканей соответствуют данным, приведенным в большинстве литературных источников. При этом ключевыми параметрами, влияющими на величину модуля упругости реберных хрящей, является возраст пациента и степень их кальцификации. Так, значение модуля упругости здорового хряща может лежать в диапазоне 1-30 МПа, в то время как для кальцифицированной области данный диапазон составляет 100-10000 МПа. В работах зарубежных авторов (A. Vaziri, J.L. Forman) выявлено, что наличие подобных областей может оказывать существенное влияние на результаты моделирования.

Таблица 1.

Механические характеристики биологических тканей

Элемент	Модуль упругости, МПа	Предел прочности, МПа	Коэффициент Пуассона
Ребра, грудина	13500 ± 2600	112,1 ± 24,5	0,3
Реберные хрящи	24,5 ± 4,9	0,45 ± 0,014	0,4
Позвонки	374 ± 208	7,07 ± 0,1	0,3
Межпозвоночные диски	7,2 ± 3,1	1,7 ± 0,8	0,45

Установлено, что оценка влияния учета анизотропии упругих свойств биологических тканей на результаты моделирования не представлена ни в одной из работ, посвященных моделированию операции Насса. С этой целью были определены значения упругих постоянных ортотропной модели компактной костной ткани ребер (Таблица 2). Значения модулей упругости были получены в соответствии с соотношениями (1), при $E_1 = 13500$ МПа, тогда как значения модулей сдвига и коэффициентов Пуассона соответствуют данным, установленным для бедренной кости человека (P. Schuster, R. Crone).

$$\frac{E_2}{E_1} = 48\%, \quad \frac{E_3}{E_1} = 43\%, \quad \frac{\nu_{31}}{\nu_{12}} = 90\% \quad (1)$$

Таблица 2.

Значения упругих постоянных ортотропной модели компактной костной ткани ребер

Модуль упругости, МПа	Модуль сдвига, МПа	Коэффициент Пуассона
$E_1 = 13500$	$G_{12} = 3200$	$\mu_{12} = 0,30$
$E_2 = 6500$	$G_{23} = 3600$	$\mu_{23} = 0,45$
$E_3 = 5800$	$G_{31} = 3300$	$\mu_{31} = 0,30$

Рассмотрено деформированное состояние одного ребра, имеющее место при операции Насса, с учетом задания различных моделей материалов. Ребро представлено в виде полукруглого стержня с эллиптическим поперечным сечением, один конец которого нагружен усилием F , действующим в направлении сагитальной оси тела, а другой конец закреплен по всем степеням свободы. Так как плоскости, проходящие через конечные точки ребер, располагаются под некоторым углом α к фронтальной плоскости тела, то усилие F было разложено на две составляющие: усилие, лежащее в плоскости осевой линии стержня и усилие, перпендикулярное к данной плоскости (см. Рис. 3). Значения геометрических параметров и усилия F соответствовали условиям нагружения одного ребра при операции ($R = 100$ мм, $\alpha = 35^\circ$, $F = 70$ Н).

На основе принципа независимости действия сил было вычислено максимальное суммарное перемещение конца стержня, вызванное усилиями F_x и F_z , при помощи интеграла Мора (2). Различие в результатах вычислений, выполненных для изотропной и ортотропной модели материала ребер, составило 37% (см. Таблицу 3). Таким образом, был сделан вывод о целесообразности проведения аналогичного сопоставления результатов, полученных при моделировании операции.

$$\delta = \sqrt{\delta_x^2 + \delta_z^2} = \sqrt{\left(\int_l \frac{M_{Fx} \cdot M_{1x}}{E_1 \cdot J_z} \right)^2 + \left(\int_l \frac{M_{Fz} \cdot M_{1z}}{E_1 \cdot J_y} + \int_l \frac{M_{\kappa Fz} \cdot M_{\kappa 1z}}{G_{23} \cdot J_\kappa} \right)^2}, \quad (2)$$

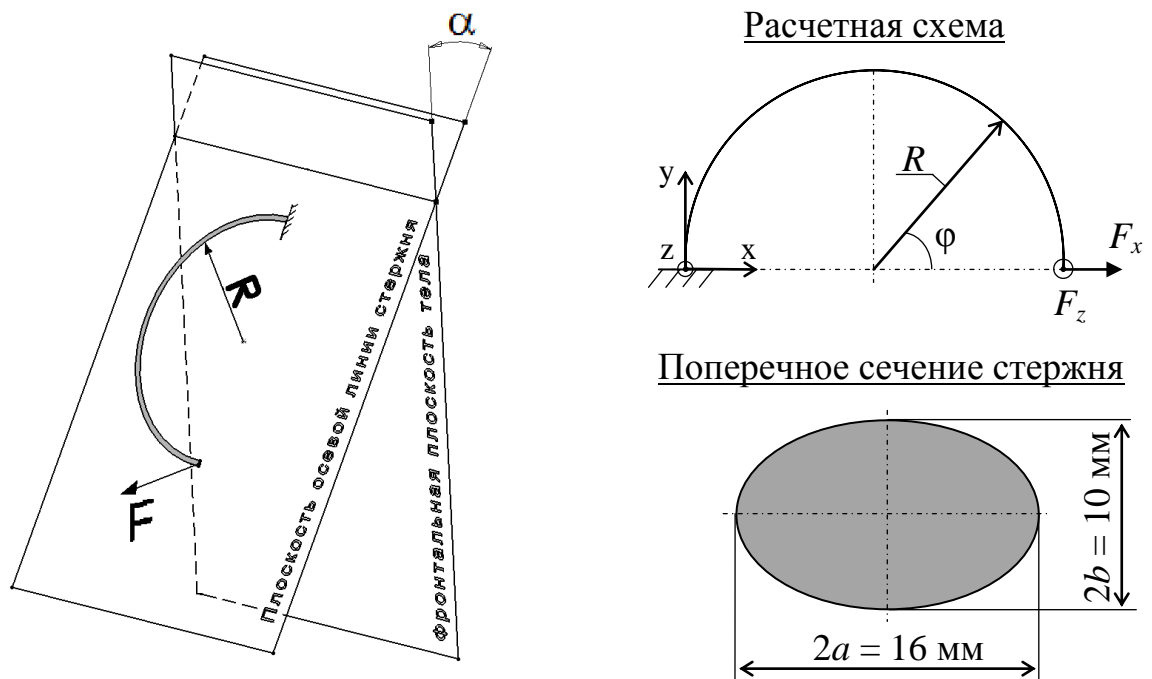


Рис. 3. Расчетная схема определения деформированного состояния одного ребра, имеющего место при операции Насса

Таблица 3.

Результат определения максимального суммарного перемещения конца стержня при использовании различных моделей материалов

Параметр	Изотропная модель	Ортотропная модель
δ_x , мм		5,95
δ_z , мм	26,35	36,54
δ , мм	27,02	37,02

Проанализирована возможность дискретного задания механических характеристик (плотности и модуля упругости) для компонентов грудной клетки по эмпирическим уравнениям, зависящим от характеристик снимков КТ. Данный подход позволяет учитывать особенности состояния рассматриваемой структуры у конкретного пациента. Кратко описана реализация метода в программном комплексе Mimics на примере определения механических характеристик бедренной кости человека по эмпирическим уравнениям, представленным в Таблице 4 для изотропной модели материала (J.Y. Rho, D. C. Wirtz).

Таблица 4.

Эмпирические уравнения, используемые для определения плотности и модулей упругости губчатой костной ткани бедренной кости человека

Параметр	Изотропная модель	Ортотропная модель
Плотность, кг/м ³	$\rho = 1,205 \cdot HU + 139$	
Модуль упругости, МПа	$E = 0,82 \cdot \rho^{1,27}$	$E_1 = 1904 \cdot (\rho \cdot 10^{-3})^{1,64}$
		$E_2 = E_3 = 1157 \cdot (\rho \cdot 10^{-3})^{1,78}$

Третья глава посвящена разработке индивидуальной конечно-элементной (КЭ) модели грудной клетки конкретного пациента.

Перечислены основные этапы, позволяющие реализовать поставленные в работе задачи, а также выполнен краткий обзор современных программных комплексов, используемых в рамках данной работы (Amira, Altair HyperMesh, ANSYS).

Представлены исходные данные, используемые при моделировании. Рассмотрен случай пациента мужского пола 18-ти лет с симметричным типом воронкообразной деформации. Были получены предоперационная и послеоперационная КТ грудной клетки в формате DICOM с размером пикселя $0,88 \times 0,88$ мм, содержащие 301 растровое изображение. Расстояние между изображениями составляло 1 мм. Операция по исправлению деформации методом Насса проводилась в Московском областном научно-исследовательском институте им. М.Ф. Владимирского (МОНИКИ). В результате операции у пациента были установлены две одинаковые корректирующие пластины длиной 350 мм, шириной 13 мм и толщиной 3,5 мм, изготовленные из титана марки ВТ6.

Подробно описан процесс обработки снимков КТ в программном комплексе Amira, позволяющий получить трехмерную твердотельную модель грудной клетки, состоящую из описанных выше компонентов.

Разработан алгоритм полуавтоматической сегментации снимков КТ, позволяющий корректно определять области, относящиеся к различным компонентам грудной клетки. Алгоритм включает в себя предварительное автоматическое определение областей компонентов грудной клетки на основе задания пороговых значений рентгеновской плотности по шкале Хаунсфилда (HU) для соответствующего типа ткани и последующую доработку полученных областей при помощи инструментов интерактивного редактирования и автоматических фильтров. Диапазон HU для определения областей хрящевой ткани составлял $60 \leq HU < 150$, костной ткани – $HU \geq 150$. В результате окончательной сегментации на снимках КТ выделялись области, относящиеся к ребрам 1-8, реберным хрящам 1-8, грудины, позвонкам L1-L2, T1-T12, C7 и межпозвоночным дискам (см. Рис. 4).



Рис. 4. Результат сегментации одного из снимков предоперационной КТ

Установлены оптимальные значения параметров инструмента автоматического создания триангулированной поверхностной модели грудной клетки, основанной на результатах сегментации. Основными особенностями данного процесса является корректный выбор метода сглаживания и учет создания замкнутых поверхностей для каждого компонента модели.

Определены параметры инструмента автоматического создания конечно-элементной модели грудной клетки, основанной на полученной поверхностной модели. Приняты средние значения длин сторон элементов для каждого компонента модели (см. Таблицу 5).

Представлены значения параметров оценки качества тетраэдров и способы автоматической корректировки элементов, которые были использованы при оптимизации качества конечно-элементной модели. В результате полученная модель содержала 157072 узлов и 725134 элементов.

Представлена послеоперационная поверхностная модель грудной клетки, полученная при помощи использования разработанного алгоритма (Рис. 5). Модель использовалась для оценки послеоперационной формы грудной клетки и определения места расположения и формы КП.

Описан процесс обработки предоперационной конечно-элементной модели грудной клетки в программном комплексе Altair HyperMesh, основной целью использования которого являлась передача модели из Amira в ANSYS. Особенностью обработки модели является: перенумерации узлов и элементов конечно-элементной сетки, назначения конечного элемента ANSYS тетраэдрам модели, назначения свойств материалов компонентам модели. Так как все компоненты модели состоят из 4-х узловых тетраэдров, то из базы HyperMesh был выбран элемент SOLID185, представленный на Рис. 6.

Глава четыре посвящена описанию процесса моделирования операции Насса в конечно-элементном комплексе ANSYS.

Представлены результаты проверки качества полученной конечно-элементной сетки. Для этой цели было построено 7 моделей грудных клеток, состоящих из различного количества элементов (от 313082 до 908539). Нагружение моделей осуществлялось по схеме, представленной в работах, посвященных моделированию операции Насса (см. Рис. 7). К узлам, принадлежащим наружной поверхности грудины было приложено подъемное усилие $F = 170 \text{ Н}$, а к узлам, принадлежащим наружной поверхности ребер – опорные реакции R ,

Таблица 5.

Длины сторон элементов для каждого компонента модели ГК

Элемент	Длина, мм
Ребра, грудина	2,5
Реберные хрящи	1,5
Позвонки	2,7
Межпоз-ные диски	1,4

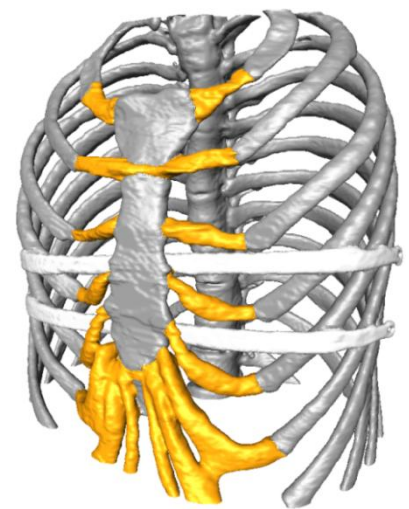


Рис. 5. Послеоперационная поверхностная модель грудной клетки

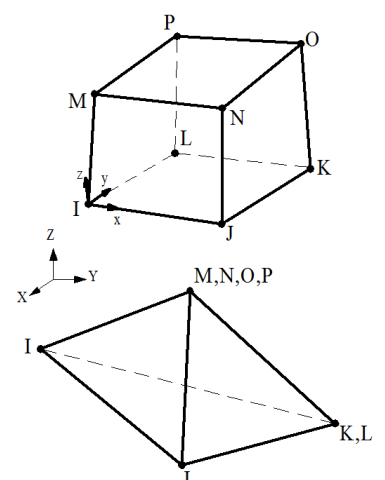


Рис. 6. Конечный элемент SOLID185

сумма которых равнялась подъемному усилию. Закрепление моделей выполнялось за счет фиксации узлов, принадлежащих нижней части позвонка L2 и верхней части позвонка C7, от перемещений по всем степеням свободы. В результате моделирования определялось перемещение конца грудины, а также максимальные эквивалентные напряжения в модели. Из Таблицы 6 видно, что увеличение количества элементов более 725000 практически не влияет на результат. В связи с этим сделан вывод о приемлемом качестве полученной конечно-элементной сетки.

Таблица 6.

Результаты оценки качества конечно-элементной сетки

Параметр	Значение						
	313082	437469	569025	631297	725134	811625	908539
Перемещение конца грудины, мм	51,52	56,12	59,5	60,85	61,68	62,17	61,77
Различие, %		8,2	5,68	2,22	1,35	0,79	0,65
Максимальное напряжение, МПа	82,95	73,77	65,55	73,75	74,91	74,56	74,89
Различие, %		12,44	12,54	12,22	1,55	0,47	0,44

Описаны инструменты, используемые при создании моделей КП. Информация о форме и расположении пластин была получена при помощи измерений, выполненных на послеоперационной поверхностной модели грудной клетки в программном комплексе Amira. В связи с тем, что моделирование процесса поворота пластин при помощи средств ANSYS не проводилось, пластины сразу моделировались в их конечном положении. При этом внутренняя поверхность пластин располагалась на небольшом расстоянии (не более 1 мм) от места их фактического соприкосновения с ребрами. Аппроксимация КП осуществлялась элементами типа SOLID185 в опции гексаэдра. Механические свойства титанового сплава марки BT6: модуль упругости – 115000 МПа, коэффициент Пуассона – 0,3, предел прочности – 400 МПа.

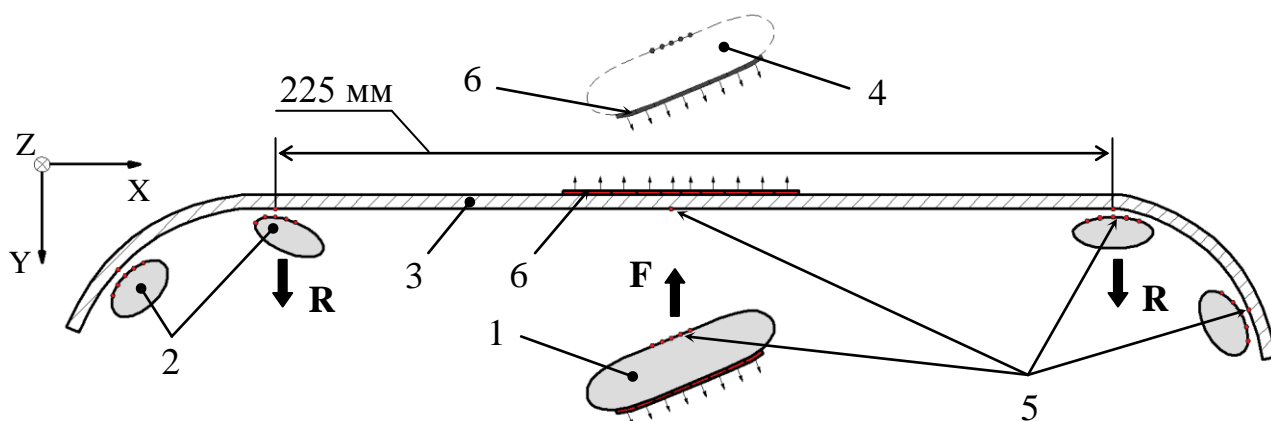
Представлен алгоритм создания связей между КП и компонентами грудной клетки. Связи были наложены таким образом, чтобы, с одной стороны, пластины не мешали свободному деформированию грудной клетки при перемещении грудины и, с другой стороны, оставались в заданном положении. Задача решалась при помощи определения кинематических ограничений (использовался метод многоточечных связей) между пластинами, ребрами и грудиной. Взаимодействие КП с грудиной моделировалось посредством создания контактных поверхностей, принадлежащих наружной поверхности пластин и внутренней поверхности грудины.

Описана разработанная методика моделирования операции Насса. Процесс моделирования был разделен на два этапа:

1. Нагружение модели, позволяющее поднять грудину над КП.
2. Разгрузка модели, позволяющая опустить грудину на КП.

Нагружение модели осуществлялось по схеме, представленной на Рис. 7. На первом этапе решения задачи грудина должна беспрепятственно проходить сквозь пластины с учетом наличия контактных пар между данными компонентами. Для этой цели к элементам данных контактных пар была применена опция смерти элементов. Основным критерием выполнения первого этапа являлся подъем внутренней стороны грудины над КП с небольшим зазором.

На втором этапе решения задачи грудина должна быть опущена на расположенные под ней пластины. С этой целью подъемное усилие и опорные реакции удалялись, а к контактным элементам применялась опция рождения. При этом оптимальное значение шага по нагрузке, требуемого для корректного решения контактной задачи, составляло $0,005 \cdot F$ и $0,005 \cdot R$.



1 – начальное положение грудины; 2 – ребра, на которые опирается корректирующая пластина; 3 – корректирующая пластина; 4 – положение грудины в конце первого шага нагружения; 5 – узлы контактной поверхности, принадлежащие наружной поверхности ребер, грудины и внутренней поверхности пластин, служащие для определения кинематических ограничений; 6 – элементы контактного взаимодействия между внутренней поверхностью грудины и наружной поверхностью пластин (с указанием направления нормалей)

Рис. 7. Схема определения контактных взаимодействий между пластиной, ребрами и грудной клеткой; схема приложения расчетных нагрузок

Выполнена оценка результатов моделирования (см. Рис. 8, 9 и Таблицу 7). Проведено сравнение расчетной и фактической форм грудной клетки; выполнена оценка напряженно-деформированного состояния компонентов грудной клетки и КП; определены контактные усилия, возникающие в области контакта пластин с грудной клеткой. Для оценки влияния механических характеристик биологических тканей на получаемые результаты, моделирование операции проводилось как с использованием изотропной модели материала для всех компонентов грудной клетки (при минимальных, средних и максимальных значениях характеристик), так и с использованием трансверсально-изотропной модели материала ребер (при $E_2 = E_3 = 5800$ МПа, $G_{12} = G_{31} = 3300$ МПа).

Основными параметрами, по которым оценивалось изменение формы грудной клетки, являлись подъем нижней точки грудины и изменение ширины грудной клетки. Реальные значения указанных параметров были определены по результатам обработки предоперационной и послеоперационной КТ грудной клетки пациента, выполненной в Amira. Подъем нижней точки грудины составлял 53,3 мм, а ширина грудной клетки до и после операции – 305,1 мм. Установлено, что расчетные значения параметров, представленные в Таблице 7, незначительно превышают фактические значения. Сделано предположение, что полученные расхождения между фактическими и расчетными параметрами формы грудной клетки обусловлены допущениями, принятыми при моделировании, а также отсутствием учета адаптации грудной клетки к приложенной нагрузке.

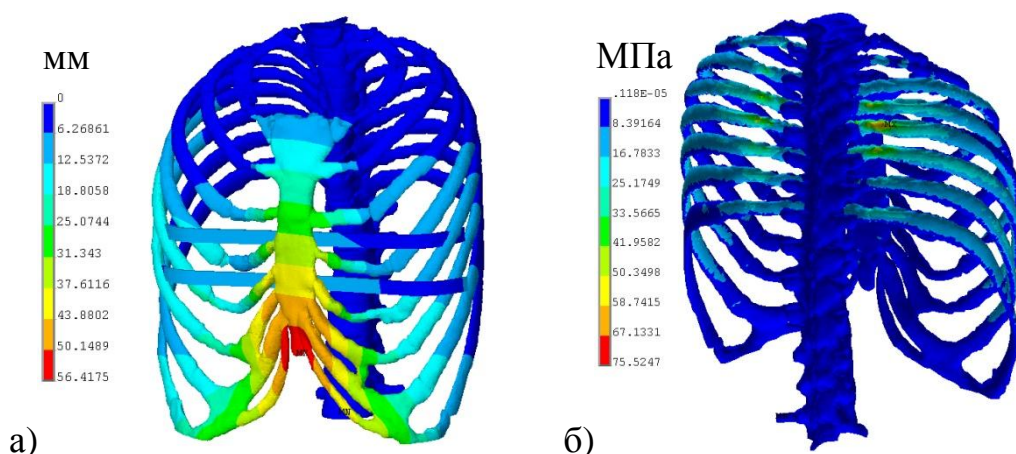


Рис. 8. Поля распределения суммарных перемещений (а) и поля распределения эквивалентных напряжений (б)

Таблица 7.

Результаты исследования

Параметр	Модель материала		Различие, %
	Изотропная	Транс.-изотр.	
Перемещение конца грудины, мм	56,4	56,7	0,5
Ширина грудной клетки, мм	319,8	320,9	0,3
Контактное усилие на пластине 1, Н	202,1	173,0	14,4
Контактное усилие на пластине 2, Н	40,7	19,5	52,1
Максимальный прогиб пластины 1, мм	5,9	5,0	15,3
Максимальный прогиб пластины 2, мм	0,3	0,1	–
Максимальные значения эквивалентных напряжений, МПа:			
Рёбра	75,5	64,3	14,8
Реберные хрящи	7,6	6,1	19,7
Грудина	11,3	8,3	26,5
Позвонки	9,1	8,1	1,1
Межпозвоночные диски	0,2	0,2	0
Пластина 1	297,0	245,2	17,4
Пластина 2	32,4	22,2	31,5

Установлено удовлетворительное совпадение результатов определения суммарного значения контактных усилий, полученных на КП (187,5-287,7 Н), с экспериментальными данными по определению подъемного усилия (P.G. Weber), требуемого для исправления деформации (170-250 Н).

В ходе анализа напряженного состояния компонентов модели установлено, что максимальные напряжения сконцентрированы на ребрах с 3-го по 7-е со стороны задней стенки грудной клетки (см. Рис. 9). Максимальные напряжения для реберных хрящей, полученные на внутренней поверхности 5-го хряща в области грудино-хрящевого соединения, превышают предел прочности гиалинового хряща, что обусловлено пренебрежением подвижности в указанных соединениях.

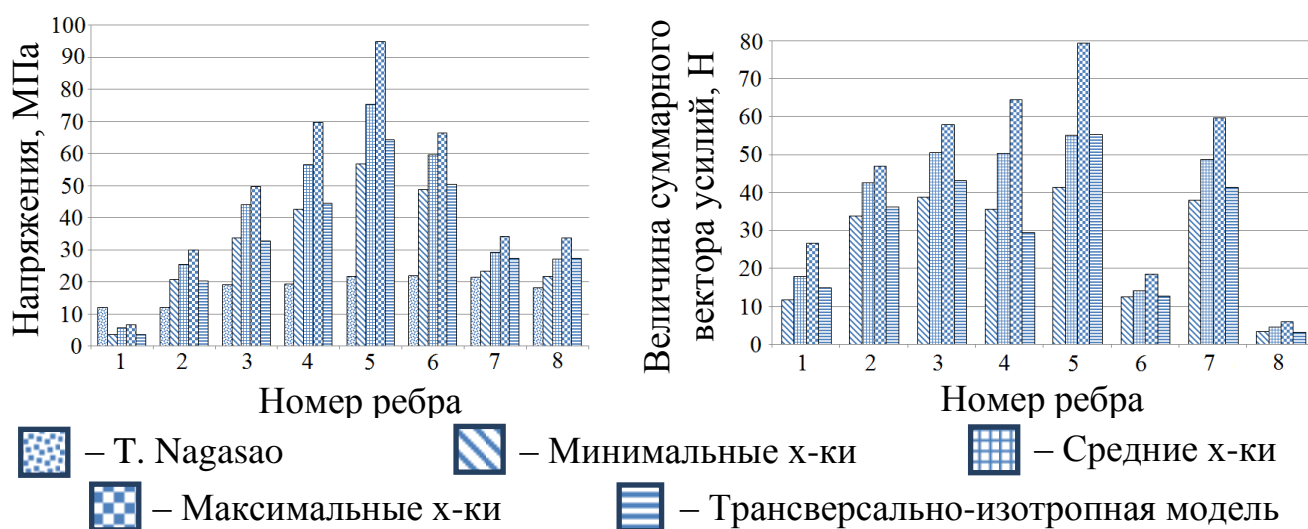


Рис. 9. Результат определения максимальных эквивалентных напряжений для 8-ми пар ребер (слева) и результат определения величины суммарного вектора усилий, действующих в местах присоединения 8-ми пар ребер к позвонкам (справа)

Анализ литературных источников (A. Niedbala, M. Adams и др.) выявил наличие длительного послеоперационного воздействия на позвоночный столб (сильные боли, вероятность образования грудного сколиоза), требующего оценки. В связи с этим определены величины и направления усилий, действующих со стороны ребер на позвоночный столб (см. Рис. 9). Установлено, что суммарные усилия действуют в направлении имеющегося у пациента искривления позвоночного столба, тем самым потенциально ухудшая его. Выявлено, что пренебрежение подвижности реберно-позвоночных и межпозвоночных соединений привело к возникновению напряжений, превышающих принятый предел прочности позвонков.

В ходе анализа напряженного состояния КП установлено, что максимальные напряжения в пластинах, не превышают заданного значения предела прочности титана. Однако напряжения в нижней пластине, полученные при средних и максимальных механических характеристиках биологических тканей, выше принятого предела текучести, что может привести к возникновению местных пластических деформаций в области контакта пластины с грудиной.

Незначительное изменение первоначальной формы КП (прогиб в центральной части), наблюдаемое после их удаления, подтверждает полученный результат.

Сравнение результатов моделирования, представленных в Таблице 7, показало, что выбор модели материала ребер практически не влияет на определение основных параметров деформированного состояния ГК, тогда как погрешность определения напряженного состояния компонентов ГК и корректирующих пластин может составлять до 26,5%, а погрешность определения контактных усилий – до 52,1%.

Алгоритм моделирования хирургического лечения ВДГК представлен на Рис. 10.

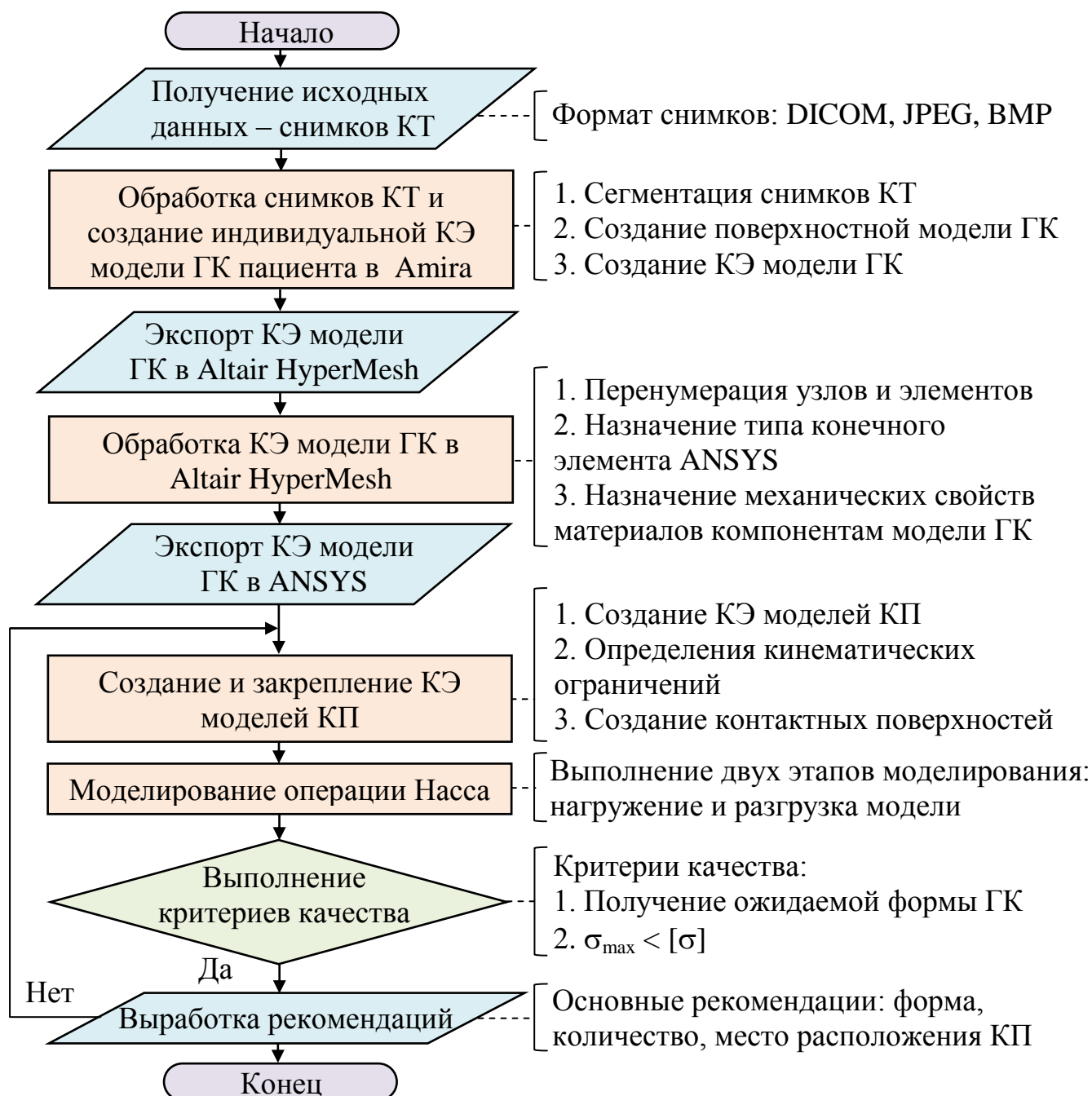


Рис. 10. Алгоритм моделирования хирургического лечения ВДГК

В результате проведенных исследований определена адекватность разработанной методики биомеханического моделирования хирургического лечения ВДГК, основанной на совместном применении клинических исследований и современных программных комплексов. Установлена возможность применения методики при планировании операций Насса.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

Основные выводы по работе можно сформулировать в виде следующих положений:

1. Анализ литературных источников выявил отсутствие описания комплексной методики прогнозирования результатов хирургического лечения ВДГК. Установлено успешное применение комплексного компьютерного метода для создания биомеханической модели грудной клетки и выполнения моделирования хирургического лечения ВДГК. Определены необходимые компоненты разрабатываемой модели грудной клетки, а также модель и свойства материалов исследуемых биологических тканей.

2. Разработанная комплексная методика, алгоритм и программная реализация биомеханического моделирования хирургического лечения ВДГК, позволяют оценивать послеоперационное напряженно-деформированное состояние компонентов грудной клетки и КП, а также определять оптимальную форму, количество и место расположения КП.

3. Определены значения параметров снимков предоперационной КТ (максимальный размер пикселя, максимальный шаг между снимками), а также тип конечного элемента, позволивших создать индивидуальную конечно-элементную модель грудной клетки пациента.

4. Установлено минимальное количество конечных элементов конечно-элементной модели, превышение которого не влияет на результаты моделирования хирургического лечения ВДГК.

5. Определены погрешности вычисления напряженно-деформированного состояния компонентов грудной клетки и КП при условии задания механических свойств ребер, грудины и реберных хрящей с 20%-ной погрешностью.

6. В результаты проведенных расчетов установлено, что пренебрежение подвижностью межкомпонентных соединений в модели приводит к возникновению повышенной концентрации напряжений в области реберно-хрящевых и реберно-позвоночных соединений.

7. Выполненная оценка адекватности разработанной методики на основе сопоставления результатов расчетов с имеющимися экспериментальными данными, результатами клинических наблюдений и результатами моделирования других авторов показала возможность ее использования в клинической практике для прогнозирования результатов хирургического лечения и планирования операций.

8. Практическая ценность диссертации подтверждена актом внедрения разработанной методики в практику предоперационного планирования хирургического лечения врожденных деформаций грудной клетки в Московском областном научно-исследовательском институте им. М.Ф. Владимирского.

СПИСОК РАБОТ, ОТРАЖАЮЩИХ ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК РФ:

1. Грибов Д.А. Биомеханическое сопровождение процесса хирургического исправления воронкообразной деформации грудной клетки // Известия ВУЗов. Машиностроение. 2012. №13. С. 95-99 (0,5 п.л.).

2. Гаврюшин С.С., Грибов Д.А. Биомеханика операции по исправлению воронкообразного дефекта грудной клетки // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Серия «Естественные науки». 2012. №4. С. 96-104 (0,56 п.л. / 0,4 п.л.).

3. Гаврюшин С.С., Кузьмичев В.А., Грибов Д.А. Биомеханическое моделирование хирургического лечения воронкообразной деформации грудной клетки // Российский журнал биомеханики. 2014. Т. 18, №1. С. 36-47 (0,81 п.л. / 0,6 п.л.).

Тезисы в сборниках трудов научно-технических конференций:

1. Гаврюшин С.С., Грибов Д.А. Численное моделирование процесса исправления воронкообразного дефекта грудной клетки // VII Международный научный симпозиум «Проблемы прочности, пластичности и устойчивости в механике деформируемого твердого тела». Тверь. 2010. С. 19-20.

2. Гаврюшин С.С., Кузьмичев В.А., Грибов Д.А. Численное моделирование процесса хирургического лечения воронкообразной деформации грудной клетки // XXIV Международная конференция «Математическое моделирование в механике деформируемых твердых тел. Метод граничных и конечных элементов». Санкт-Петербург. 2011. 1 CD.

3. Гаврюшин С.С., Кузьмичев В.А., Грибов Д.А. Численное моделирование процессов хирургического исправления врожденных деформаций грудной клетки // XVIII Международный симпозиум «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» им. А.Г. Горшкова. Ярополец. 2012. С. 59-60.

4. Гаврюшин С.С., Грибов Д.А. Программно-аппаратная поддержка операций по исправлению врожденных дефектов грудной клетки // Сборник трудов 15-й Научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья». о. Мадейра (Португалия). 2013. С. 147-149.

5. Gavrushin S.S., Kuzmichev V.A., Gribov D.A. Numerical simulation of pectus excavatum surgical treatment // 7th Russian-Bavarian Conference on Biomedical Engineering. 2011. URL of collected articles: <http://rbc2011.fau.de/index.php/proceedings>.