

модельных комплексов базируются на оригинальном математическом обеспечении метода обобщенного параметрического описания механических систем [3, 4], на технологии блочно-модульного построения специализированных систем автоматизированного анализа и синтеза машиностроительных конструкций, а также на широких возможностях, предоставляемых CAD/CAM/CAE-системами Pro/ENGINEER, ANSYS, SolidWorks, COSMOS и др.

Заключение. Представленные модели и результаты, имея иллюстративный характер, тем не менее дают возможность ощутить преимущества технологии „моделирование – анализ – синтез”, реализуемой в среде специализированных систем автоматизированного анализа и синтеза сложных механических конструкций путем взаимобмена данными между подсистемами моделирования, анализа и синтеза с привлечением экспериментальных данных и специализированных программных модулей и мощных систем CAD/CAM/CAE.

В качестве основных направлений дальнейших исследований можно выделить: оптимизацию структуры создаваемых специализированных систем автоматизированного анализа и синтеза; верификацию создаваемых расчетных моделей исследуемых объектов; решение конкретных задач анализа и синтеза.

Статья написана в рамках выполнения гранта НЧ/429-2007 „Вітроенергетичні установки: теоретичні основи методів моделювання та підвищення ресурсу силових елементів конструкцій”, выполняемого НТУ „ХПИ” по Государственной научно-технической программе „Ресурс”, а также гранта № ГТ/480-2007 „Розробка теоретичних основ комп’ютерних кластерних технологій та унікального програмно-апаратного комплексу для дослідження складних та надскладних механічних систем”, выполняемого НТУ „ХПИ” по Государственной научно-технической программе „Информационные и коммуникационные технологии в образовании и науке на 2006-2010 годы” по заказу Министерства образования и науки Украины.

Список литературы: 1. Ткачук Н.А. Системный подход к проектированию, анализу и синтезу элементов механических систем // Сб. науч. тр. ХГПУ „Информационные технологии: наука, техника, образование, здоровье”. – Харьков: ХГПУ, 1999. – Вып.7. – С.377-381. 2. Ткачук Н.А., Гриценко Г.Д., Липовецкий Л.С., Глуценко Э.В., Гоголь Н.А. Методика экспериментального исследования элементов механических систем методом голографической интерферометрии // Механіка та машинобудування. – 2005. – №1. – С.88-99. 3. Ткачук Н.А., Бруль С.Т., Малакей А.Н., Гриценко Г.Д., Орлов Е.А. Структура специализированных интегрированных систем автоматизированного анализа и синтеза элементов транспортных средств специального назначения. // Механіка та машинобудування. – 2005. – № 1. – С.184-194. 4. Ткачук Н.А., Гриценко Г.Д., Чепурной А.Д., Орлов Е.А., Ткачук Н.Н. Конечно-элементные модели элементов сложных механических систем: технология автоматизированной генерации и параметризованного описания // Механіка та машинобудування. – 2006. – №1. – С.57-79. 5. Барчан Е.Н. Методы, модели и алгоритмы для синтеза параметров выбивной инерционной машины на основе моделирования динамических процессов // Вісник НТУ „ХПИ”. Тем. вип.: „Машинознавство та САПР”– Харків: НТУ „ХПИ”, 2007. – № 3. – С.3-17. 6. Барчан Е.Н. Совершенствование конструкции выбивной машины в составе автоматизированной линии крупного вагонного литья на основе расчетно-экспериментальных исследований рабочего процесса // Вісник НТУ „ХПИ”. Тем. вип.: „Машинознавство та САПР”– Харків: НТУ „ХПИ”, 2007. – № 23. – С.3-25. 7. Гриценко Г.Д., Гладких В.И., Капустин А.А., Орлов Е.А., Ткачук Н.А. Расчетно-экспериментальное исследование напряженно-деформированного состояния элементов механических систем: математическое, численное и экспериментальное моделирование // Вісник НТУ „ХПИ”. Тем. вип.: „Машинознавство та САПР”– Харків: НТУ „ХПИ”, 2005. – № 60. – С.44-67. 8. Гриценко Г.Д., Бруль С.Т., Ткачук А.В. Специализированная система автоматизированного анализа прочности и жесткости корпусов легкоброниро-

ванных машин для выбора их рациональных конструктивных параметров при импульсном воздействии от усилия стрельбы // Вісник НТУ „ХПИ”. Тем. вип.: „Машинознавство та САПР”– Харків: НТУ „ХПИ”, 2006. – № 3. – С.10-20. 9. Гриценко Г.Д., Малакей А.Н., Ткачук Н.А. Экспериментальное исследование элементов корпусов БТР-80 // Вісник НТУ „ХПИ”. Тем. вип.: „Машинознавство та САПР”– Харків: НТУ „ХПИ”, 2006. – № 33. – С.23-27. 10. Головченко В.И. Многовариантные исследования напряженно-деформированного состояния рамы ветроэнергетической установки большой мощности // Вісник НТУ „ХПИ”. Тем. вип.: „Машинознавство та САПР”– Харків: НТУ „ХПИ”, 2006. – № 3. – С.21-48. 11. Головченко В.И., Барчан Е.Н., Пеклич М.М., Ткачук А.Н. Расчетно-экспериментальное исследование напряженно-деформированного состояния пространственных крупногабаритных конструкций // Вісник НТУ „ХПИ”. Тем. вип.: „Машинознавство та САПР”– Харків: НТУ „ХПИ”, 2006. – № 3. – С.49-57. 12. Васильев А.Ю., Ткачук М.М., Головченко В.И. Напряжено-деформированный стан просторових конструкцій: методи автоматизованого аналізу // Машинознавство. – Львів: ТУ „Львівська політехніка”, 2006. – № 1. – С.23-28.

Поступила в редколлегию 25.05.2007

УДК 539.3:612.76:616.001

Н.А. ТКАЧУК, докт. техн. наук, НТУ „ХПИ”, **В.К. ПИОНТКОВСКИЙ**, городская больница, г. Хмельницкий, **В.И. ФЕДАК**, областная больница, г. Ивано-Франковск, **Ю.В. ВЕРЕТЕЛЬНИК**, НТУ „ХПИ”

К ВОПРОСУ О РАСЧЕТНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ИССЛЕДОВАНИИ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

У статті викладено основи розрахунково-експериментальної технології визначення напружено-деформованого стану елементів біомеханічних систем. На прикладі сегмента хребта проілюстровані потенційні можливості запропонованої технології. Наведені результати досліджень.

Bases of computational and experimental technology of determination of the stressed-deformed state of elements of the biomechanical systems are expounded in the article. On the example of segment of spine potential possibilities of the offered technology are illustrated. The results of researches are presented.

Введение. Исследованию напряженно-деформированного состояния (НДС) элементов биомеханических систем (БМС) уделяется в последнее время особое внимание в связи со значительным распространением операций эндопротезирования. Так, в работах [1-9] описаны постановка задачи, расчетные схемы и модели для исследования НДС сегментов позвоночного столба с эндопротезами. Используется, в основном, метод конечных элементов (МКЭ) [10] и экспериментальные установки с оптической системой измерения линейных и угловых перемещений элементов системы друг относительно друга. В то же время в этих работах уделяется недостаточно внимания исследованию НДС сегментов позвоночника, замещающих опоры и диски элементами. В связи с этим предлагается для решения актуальной и важной задачи разработать соответствующую техно-

логию исследований, методы и модели, а также провести апробацию на конкретных задачах, что составляет предмет данной статьи.

1. Расчетные схемы элементов биомеханических систем. Как отмечается в [9], процесс разработки элементов механической системы фиксации оперируемого сегмента позвоночного столба, а также выбора параметров их размещения относительно тел позвонка неизбежно приводит к необходимости исследования НДС элементов образуемой биомеханической системы. На рис. 1 приведен пример такой системы, представляющей собой сегмент позвоночника с фиксацией. В этой системе, отнесенной к некоторой системе координат (на рис. 1 – $0x_1x_2x_3$ ($0xyz$)), возникает НДС, вызванное силовыми факторами (на рис. 1 – усилие N_z и изгибающие моменты M_x, M_y).

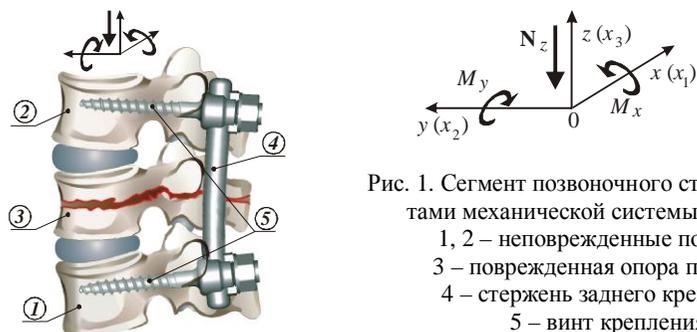


Рис. 1. Сегмент позвоночного столба с элементами механической системы фиксации:
1, 2 – неповрежденные позвонки;
3 – поврежденная опора позвонка;
4 – стержень заднего крепления;
5 – винт крепления

Смыслом установки элементов фиксации является, кроме предотвращения смещений на уровне опоры 3, разгрузка этой опоры от восприятия моментов M_x, M_y и силы N_z . Однако при этом изменяется схема работы вышележащего и нижерасположенного позвонка, а кроме того, на их внутреннюю структуру оказывают действие винты крепления 5 (см. рис. 1). Таким образом, возникает актуальная и важная задача исследования напряженно-деформированного состояния элементов данной биомеханической системы.

Частично эта задача рассмотрена в некоторых работах В.А. Радченко, В.М. Шимона, А.П. Шманько, Н.А. Ткачука, Ю.В. Веретельника [1-9], а также в работах зарубежных авторов [11-24]. Однако в этих работах не исследовалось влияние на НДС исследуемой БМС варьируемых параметров установки винта эндопротезов. Поскольку ранее предложена конструкция и технология применения полиаксиального винта крепления, то в результате получаемая биомеханическая система приобретает в качестве дополнительных варьируемых параметров еще и параметры, естественно обеспечиваемые природой полиаксиального винта: углы ориентации относительно опор и длина проникновения винта в тело опоры, а также параметры эндопротезов опор. Введение новых варьируемых параметров качественно меняет БМС как объект исследований, и, собственно, требует проведения новых исследований НДС при изменении этих параметров.

2. Постановка задачи исследования влияния параметров полиаксиального винта на напряженно-деформированное состояние биомеханической системы. Общие подходы к исследованию биомеханической системы описаны в работах [1-7]. В них рассмотрена собственно структура, состав БМС как совокупности биологической и механической компонент, специфика, обусловленная свойствами входящих в систему тел, в т. ч. свойствами материалов. Предложен обобщенный параметрический подход к расчету НДС биомеханических систем, который в соединении с методом конечных элементов [9, 10] является достаточно эффективным инструментом их исследования. Соответственно, весь изложенный и апробированный в этих работах математический аппарат предлагается применить в исследованиях биомеханической системы, включающей качественно новый компонент – полиаксиальный винт.

Рассмотрим исследуемую систему (см. рис. 1). Ее поведение описывается в общем виде в операторной форме [1-9]. Следуя [1-9], можно рассмотреть множество моделей и операторов, описывающих поведение исследуемой биомеханической системы. Пусть R – реальный объект, поведение которого формально описывается при помощи в общем случае неизвестного оператора L_R :

$$L_R(u_R, P_R, f, t) = 0, \quad (1)$$

где u_R, P_R, f, t – переменные состояния, параметры, внешняя нагрузка и время соответственно.

Математическую модель M , получаемую в результате процесса идеализации I , описывает известный оператор L_M :

$$L_M(u_M, P_M, f, t) = 0, \quad (2)$$

где в скобках – переменные состояния, параметры, внешняя нагрузка и время соответственно.

Численную модель N , получаемую в результате процесса дискретизации D , описывает в каждом конкретном случае оператор L_N :

$$L_N(u_N, P_N, f, t) = 0. \quad (3)$$

Индексы N в данном выражении соответствуют некоторой создаваемой численной модели исследуемого объекта и явления.

Численная модель подразумевает совокупность собственно дискретизированных уравнений, численных методов их решения, алгоритмов и программного обеспечения. Если объект или его физическая модель (при физическом моделировании F) подвергаются экспериментальному исследованию, то сам объект или его модель, метод исследований, измерительные схемы (регистрация, усиление, расшифровка, представление) и измерительная аппаратура образуют экспериментальную модель E , поведение которой в операторном виде можно записать следующим образом:

$$L_E(u_E, P_E, f, t) = 0. \quad (4)$$

Соотношения (1)-(4) описывают различные формы реального объекта и исследуемого явления (на рис. 2 приведена схема исследования). В схеме на рис. 2 процесс сравнения данных численных и экспериментальных исследований обозначен через С.

Поскольку наиболее развитым методом многовариантных исследований данной биомеханической системы является в настоящее время метод конечных элементов (этап N на рис. 2), то именно на этап N приходится наибольший акцент в процессе исследований. При этом естественным образом возникает задача обеспечения достоверности расчетных схем элементов БМС. Применение расчетных схем в МКЭ требует в качестве исходных данных знания: параметров конечно-элементной разбивки исследуемых объектов, граничных условий и нагрузок. Точность исходных данных обеспечивает необходимую точность численных результатов. В последующем при использовании данных моделей обеспечивается точность исследований, а также высокие прочностные и жесткостные характеристики элементов биомеханической системы.

Существующие в настоящее время численные методы исследования НДС, среди которых лидирующее положение занимает МКЭ, не обеспечивают только за счет внутренних средств контроль точности результатов моделирования по сравнению с поведением реальных объектов. Таким образом, как отмечалось выше, актуальной становится задача обеспечения достоверности используемых расчетных схем при численном исследовании элементов БМС. В работе предлагается расчетно-экспериментальная технология исследований (РЭТИ), при использовании которой в качестве основного результата выступают достоверные и точные расчетные модели исследуемых объектов, в частности, элементов рассматриваемой биомеханической системы.

Далее на основе построенной достоверной расчетной схемы возможно проведение комплекса многовариантных исследований влияния параметров полиаксиального винта на НДС исследуемой БМС. В результате анализа возникшей задачи выделяются следующие этапы ее решения.

1. Развитие расчетно-экспериментальной технологии исследований элементов биомеханической системы.
2. Конечно-элементное моделирование напряженно-деформированного состояния исследуемой БМС с полиаксиальным винтом.



Рис. 2. Общая схема соотношения этапов исследования элементов биомеханических систем:

R – реальный объект; **M** – математическая модель; **N** – численная модель; **E** – экспериментальная модель; **F** – физическое моделирование; **I** – идеализация; **D** – дискретизация; **C** – сравнение

3. Верификация параметров расчетной модели биомеханической системы с полиаксиальным винтом.

4. Многовариантное исследование напряженно-деформированного состояния БМС при варьировании параметров полиаксиального винта.

3. Расчетно-экспериментальная технология исследования напряженно-деформированного состояния элементов биомеханических систем. Выше в общем операторном виде были описаны модели реальной биомеханической системы, ее физическая, математическая и численная модели с отвлечением от реального наполнения введенных в рассмотрение переменных состояния, обобщенных параметров, внешних воздействий и времени (время – как параметр процесса). Далее под переменными состояниями понимаются перемещения точек среды u (с индексами R, M, N, E для соответствующих моделей), а также связанные с ними напряжения σ и деформации ϵ . Под обобщенными параметрами понимаются, с одной стороны, состав и структура исследуемой биомеханической системы, свойства материалов, форма и размеры тел (в дальнейшем рассматриваются как заданные, постоянные, неварьируемые), а с другой – варьируемые параметры полиаксиального винта. Внешние усилия являются также заданными величинами. Время фигурирует в качестве параметра, пропорционально которому изменяются по заданной зависимости компоненты внешней нагрузки.

Реально для исследуемой системы необходим механизм верификации параметров расчетной модели. Как показывает практика, именно этап сравнения результатов численных и экспериментальных результатов разработан недостаточно: нет отработанных механизмов *сравнения полей* u_R, u_M, u_N, u_E ; не производится *верификация* модели в части достоверности параметров P, f ; не определяется *полнота* модели (полнота множества P, f); не проводится *рационализация* моделей (т.е. определение значимых факторов).

Исходя из предположений: этап **I** – достаточно корректен; этап **D** – в принципе в настоящее время развития технологии исследований – отработанный в литературе этап; этап **F** – достаточно точен, требование соответствия результатов исследований **R, M, N, E** предполагает соответствие результатов в звене **C** (см. рис. 2). В реальных случаях в силу того, что этап **I** – недостаточно “полный”, подробный; на этапе **F** присутствуют погрешности физического моделирования, измерений, расшифровки; на этапе **D** нельзя избежать погрешностей дискретизации (размеры и расположение сетки конечных элементов, типы КЭ, методы решения систем уравнений), возникает несоответствие в конкретной цепочке **C**.

Поскольку в схеме на рис. 2 этап **I** обеспечивается с использованием аппарата механики деформируемого твердого тела, достаточно разработанного для большей части спектра возникающих задач моделирования реакции сложных механических систем на различные типы воздействий; этап **E** – один из современных экспериментальных методов с высокой точностью измерения; этап **D** – метод конечных элементов, который в *принципе* дает достаточно точное и пол-

ное описание математической модели процесса любой сложности в механических системах, то на первый взгляд ошибки в цепочках этапов **I-F-D** должны быть сведены (в принципе) к минимуму. Однако при этом узким местом является *обоснованный выбор* на различных этапах следующего:

- этап **D**: *задание параметров дискретизации* (т.е. например, поиск минимально необходимой конечно-элементной сетки, описывающей адекватный процесс в математической модели (сгущение и сравнение поведения решения при этом не всегда оправданно, так как применяемые конечные элементы, например, не дают возможности в полной мере описать тот или иной процесс));

- этап **I**: *определение значимых параметров модели биомеханической системы* (в случае очень большого количества параметров P возникает вопрос их минимизации, т.е. поиска необходимого (или оптимального, или рекомендуемого) набора параметров);

- этапы **I, D**: *степени полноты множества параметров* (существенные параметры в модели могут быть проигнорированы (например: модель строится на основе Shell-элементов, а требуется – Solid; в модели использовано жесткое защемление, а требуется – упругое); отсюда возникает необходимость обоснованного *пополнения* набора параметров модели).

Сведя к минимуму погрешности в цепочке этапа **F** (физическое моделирование и измерение), а также обоснованно допустив возможность добиться структурного и параметрического изменения математической и численной модели таким образом, чтобы обеспечить адекватное описание **R**, исходную задачу можно представить в виде определения такой рациональной структуры и множества параметров значений P_N , чтобы с заданной точностью описать поведение реального объекта:

$$P_N^* : I(u_N - u_E) \leq \varepsilon, \quad (5)$$

где I – некоторая мера, определяющая несоответствие результатов экспериментальных и численных исследований ($\Delta u_{NE} = u_N - u_E$); ε – заданный предельный уровень погрешности.

При этом можно выделить следующие типы задач: определение типа численных моделей и (или) характеристик конечно-элементных разбивок; величины, структуры, типов и (или) закона распределения нагрузок на элементы БМС; граничных условий и условий сопряжения; свойств материалов; значимых параметров моделей; полноты множества значимых параметров; минимального полного множества параметров; границ применимости моделей; чувствительности моделей к изменению параметров; зависимости характеристик модели (например, прочностных и жесткостных) от конструктивных или иных параметров модели во всем или в выделенном диапазоне изменения.

Естественно, что для реальных биомеханических систем достаточно сложно проводить интегральную оценку меры несоответствия u_N, u_E , формально следуя (5), поскольку, как правило, полных распределений перемеще-

ний u_E во всей области, занимаемой БМС, даже современные методы исследований не предоставляют. В связи с этим многие исследователи [11-14] используют технологию сравнения зависимости нескольких интегральных параметров (например, углов поворота, смещений элементов исследуемой биомеханической системы) от других интегральных параметров (например, моментов и усилий нагружения). При этом попарно сравниваются соответствующие зависимости, полученные численно и экспериментальным путем.

Поскольку при проведении настоящих исследований в распоряжении авторов были экспериментальные и численные результаты, полученные другими исследователями [11-24], то была предложена процедура сравнения получаемых результатов и с первыми, и со вторыми. Это позволяет позиционировать получаемую расчетную модель не только по отношению к экспериментальным, но и к численным данным, полученным другими авторами. Такая „избыточность” является дополнительным положительным фактором в процессе верификации расчетной модели исследуемой биомеханической системы.

Конкретный выбор параметров для верификации биомеханической системы с полиаксиальным винтом будет описан ниже после описания их конечно-элементной модели (КЭМ).

4. Конечно-элементное моделирование напряженно-деформированного состояния исследуемой биомеханической системы с полиаксиальным винтом.

При исследовании элементов биомеханических систем приходим к задаче анализа напряженно-деформированного состояния пространственных конструкций [1-7], состоящих (с точки зрения механики деформированного твердого тела) из областей, занимаемых массивными телами, оболочками, стержнями, нитевидными телами и т.д. К первым относятся тела опор и эндопротезы (титановые кейджи, эндопротезы опор, керамические блоки, трабекулярная костная ткань). К оболочечным можно отнести боковую поверхность опоры, нижнюю и верхнюю замыкательные пластины. Стержни представлены элементами крепления и фиксации. Нитевидные элементы могут использоваться при моделировании связок, мышц и т.д.

Элементы биомеханических систем имеет сложную геометрическую форму и сложные законы нагружения, в связи с чем для определения их НДС необходимо привлекать численные методы. В частности, наиболее развитым в настоящее время для решения задач такого класса является метод конечных элементов [10], который и предложен для анализа НДС исследуемых элементов БМС.

МКЭ является мощным современным средством приближенного решения разнообразных задач математической физики, ориентированным на эффективное использование компьютеров. В задачах теории упругости и строительной механики он позволяет распространить принципы расчета стержневых систем на случай непрерывных тел и сложных конструкций. Для него характерны: широкий диапазон применимости, инвариантность по отношению к конструкции и механическим характеристикам материалов, простота учета взаимодействия конструкции с внешней средой.

Все программные продукты, реализующие МКЭ, используют его как ме-

тод, заложенный в программу – SOLVER („решатель”), являющуюся основной составной частью продукта. Можно выделить программные продукты, являющиеся своего рода мировыми стандартами в рассматриваемой области: MSC/NASTRAN, ANSYS, COSMOS/M, ABAQUS.

Однако при всех возможностях МКЭ он является приближенным сеточным методом. Точность результата МКЭ зависит от многих факторов: адекватности биомеханической модели условиям работы реальной конструкции, выбранного типа конечного элемента, формы и количества КЭ, на которые разбита модель. Поэтому знание теоретических допущений, принятых при моделировании конкретной задачи биомеханики, а также характеристик конечных элементов, предлагаемых в программных комплексах, необходимо для получения достоверного результата.

В современной трактовке МКЭ является приближенным вариационным методом. Суть метода заключается в дискретизации системы путем разбиения на конечные элементы, характеризующие узлами, формой и числом степеней свободы. При этом осуществляется переход от системы с бесконечным числом степеней свободы к системе с конечным их числом. Все задаваемые нагрузки, геометрические и физические характеристики, начальная деформация при этом подходе сводятся к узлам.

С учетом многообразия типов конструктивных частей исследуемой биомеханической системы при использовании метода конечных элементов приходим к решению глобальной системы разрешающих уравнений МКЭ. При их формировании исходим, следуя [11-14], из следующих гипотез:

1. В первом приближении материал костных тканей, диска, связок и т.д. моделируется изотропным (или ортотропным) однородным материалом с известными физико-механическими характеристиками [11-14].

2. Рассматриваются малые деформации и малые перемещения исследуемых объектов, в силу чего справедлив закон Гука для описания поведения материала.

3. Контактное взаимодействие элементов исследуемой системы при соблюдении условий положительного давления в сопряжении элементов исследуемой биомеханической системы моделируется двусторонней связью сопряженных поверхностей.

Весь цикл исследований элементов биомеханической системы можно и необходимо разбить на отдельные этапы. При этом для определения напряженно-деформированного состояния элементов биомеханических систем, образуемых сегментами позвоночника с эндопротезами и системами фиксации, с целью достоверного моделирования НДС необходимо учитывать сложность геометрической формы элементов БМС, которая представляет собой пространственную конструкцию, состоящую из разнородных по своей природе элементов; сложность объекта исследований как биомеханической системы взаимодействующих и взаимносоприкасающихся элементов; многообразие режимов эксплуатации и условий нагружения; сложные и резко отличающиеся физико-механические свойства элементов БМС.

Все перечисленные факторы в совокупности приводят к формулировке

исходной задачи как пространственной задачи для БМС сложной структуры при воздействии на нее в общем случае набора пространственных сил. В связи с этим необходимо решить следующие задачи: сформулировать задачу определения НДС сегментов позвоночника и эндопротезов как составных элементов биомеханической системы; провести дискретизацию задачи; разработать общую схему решения задачи определения напряженно-деформированного состояния элементов биомеханической системы; разработать дискретную модель исследуемой БМС; провести расчет НДС элементов биомеханической системы при варьировании основных параметров, сделать анализ результатов и выработать конкретные рекомендации, в данном случае – по обеспечению стабильности крепления и снижению травматичности при использовании полиаксиальных винтов.

Рассмотрим этапы решения задачи.

1. *Расчетная схема биомеханической системы.* В качестве базовой расчетной схемы рассмотрим систему, представленную на рис. 3. На сегмент позвоночника из двух элементов, зафиксированных металлической задней конструкцией с полиаксиальными винтами, действует тестовая система силовых факторов: вертикальное усилие и изгибающий момент в сагиттальной плоскости.

Данная система сил соответствует системе сил, прикладываемых при расчетно-экспериментальном исследовании НДС элементов биомеханических систем в работах [11-14] (см. усилие N_z и момент M_x на рис. 1). Свойства материалов сведены в табл. 1. Геометрические параметры элементов исследуемой системы приведены на рис. 4.

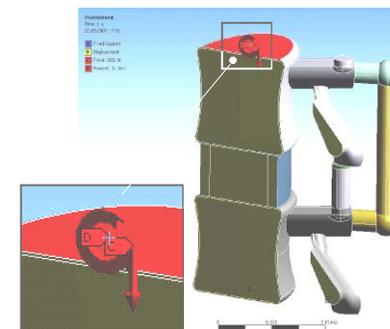


Рис. 3. Расчетная схема исследуемой биомеханической системы

Все фигурирующие на рис. 4 параметры сегмента $L_3 - L_4$ поясничного отдела позвоночника являются заданными в процессе каждого исследования, за исключением варьируемых параметров l (длина винта) и углов вертикальной α и горизонтальной γ ориентации полиаксиального винта (см. рис. 4).

Таблица 1

Свойства материалов биомеханической системы

Название материала	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона
Трабекулярная ткань	67	0,2
Кортикальная ткань	3500	0,3
Фиброзное кольцо	100	0,3
Nucleus Pulposus	1	0,45
Титан	1,02e+5	0,3

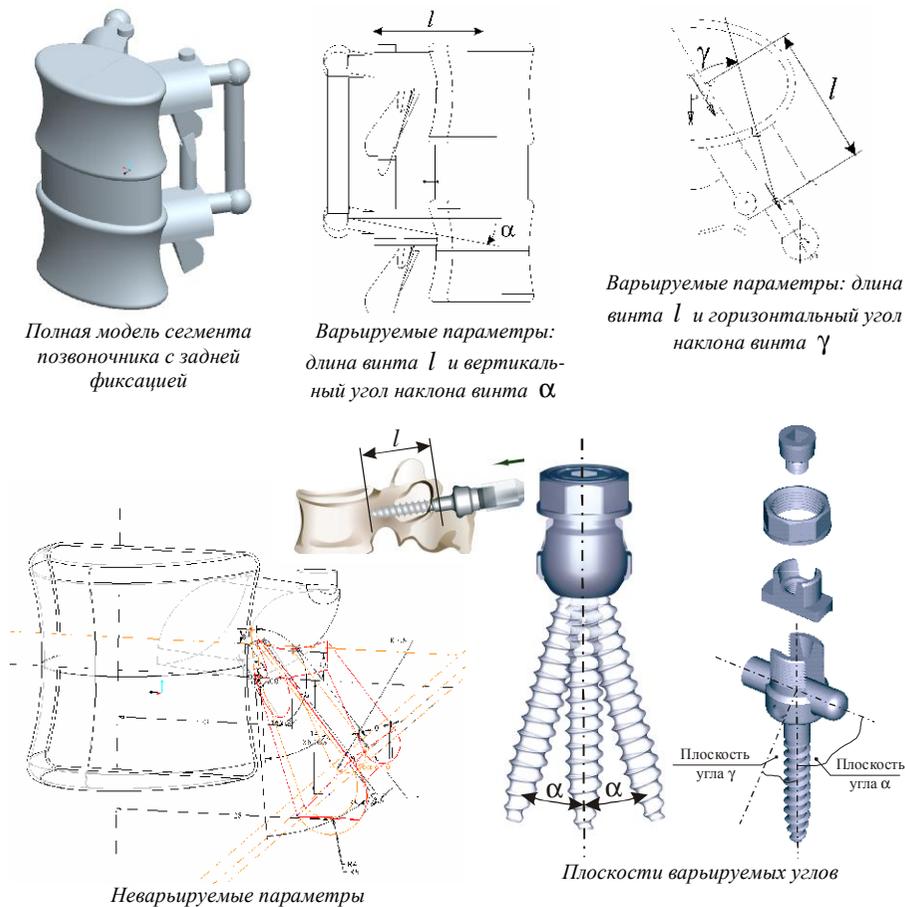


Рис. 4. Геометрические параметры элементов исследуемой биомеханической системы

2. Конечно-элементная модель исследуемой биомеханической системы создается на основе геометрической модели сегмента позвоночника L_3-L_4 , созданной в CAD-системе Pro/ENGINEER. Сама конечно-элементная разбивка осуществлена в системе ANSYS (пример – на рис. 5).

При моделировании исследуемой БМС были использованы призматические и тетраэдральные конечные

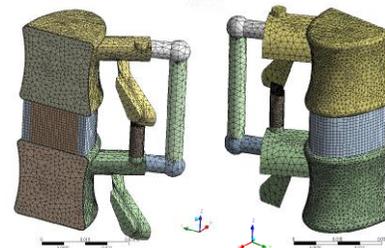


Рис. 5. Конечно-элементная модель биомеханической системы

элементы. В силу симметрии можно рассматривать половину модели, задавая определенные граничные условия по плоскости мысленного разделения. Это позволяет, с одной стороны, провести более детальное моделирование исследуемого объекта, а с другой – сократить время исследования за счет меньшего количества узловых неизвестных МКЭ.

3. Схема параметрического анализа влияния полиаксиального винта на напряженно-деформированное состояние биомеханической системы. В процессе исследований варьировались следующие параметры: вертикальный угол ориентации полиаксиального винта α ; горизонтальный угол ориентации полиаксиального винта γ ; длина винта l (см. рис. 4). Соответственно фиксировались остальные параметры. В результате исследований определяются зависимости контролируемых параметров от варьируемых параметров винтов. Кроме того, регистрируются картины распределения компонент вектора перемещений, тензоров деформаций и напряжений в костных тканях, элементах межпозвоночного диска и в металлических элементах крепления.

Параметрическая модель и схема хранения информации. Получаемый набор дискретных конечно-элементных моделей исследуемой биомеханической системы отображается в виде множества баз данных, содержащих полную информацию о значениях варьируемых параметров, о геометрии, конечно-элементной сетке, о распределениях компонент векторов перемещений и тензоров напряжений и деформаций, а также значения контролируемых параметров. Это позволяет проводить полный набор исследования, варьируя тот или иной параметр (или группу параметров) из множества варьируемых.

5. Расчет напряженно-деформированного состояния исследуемой биомеханической системы. Было проведено 5 серий исследований. Первые две серии были посвящены верификации модели. В остальных трех сериях исследовалось влияние отдельных параметров поддерживающей конструкции на напряженно-деформированное состояние биомеханической системы.

Верификационные расчеты. На этом этапе были проведены следующие исследования: изгиб в плоскости YZ сегмента из двух позвонков под действием сжимающей силы величиной $N_z = 400$ Н и изгибающего момента $M_x = 4,7$ Н·м, полная модель (см. рис. 4); изгиб в плоскости YZ сегмента из двух позвонков под действием сжимающей силы величиной 400 Н и изгибающего момента 4,7 Н·м, симметричная половина; изгиб в плоскости YZ сегмента из двух позвонков с поддерживающей конструкцией под действием сжимающей силы величиной 400 Н и изгибающего момента 6 Н·м, симметричная половина; изгиб в плоскости YZ сегмента из двух позвонков с поддерживающей конструкцией и титановым кейджем под действием сжимающей силы величиной 400 Н и изгибающего момента 6 Н·м, полная модель; изгиб в плоскости XZ сегмента из двух позвонков под действием сжимающей силы величиной 40 Н и изгибающего момента 4,7 Н·м, полная модель.

Проверка достоверности проводилась по опубликованным в работах [11-14]

результатам экспериментальных и численных исследований. Контролируется угол поворота верхнего позвонка относительно нижнего (рис. 6) [11-14]. На рис. 7 (здесь IRLED's – инфракрасные светодиоды; Tracing Cameras – система следящих камер) приведены использованная схема измерений и виды деформаций, задаваемых в процессе исследований [11].

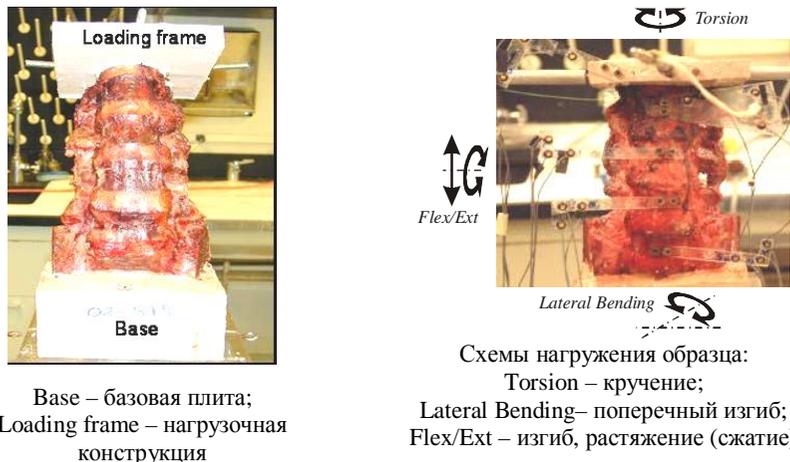


Рис. 6. Исследуемый сегмент позвоночника в испытательном устройстве [11]

На рис. 8 приведены для последующего сравнения конечно-элементная модель и картины распределения компонент НДС элементов аналогичной БМС, исследованной другими авторами [11, 12].

Серия проверочных расчетов показала, что модель является достаточно достоверной. Также было установлено, что для случая действия изгибающего момента в плоскости YZ можно использовать симметричную половину модели. Некоторые результаты проверочных расчетов приведены в табл. 2. При этом варьируемыми параметрами были свойства тканей элементов сегмента позвоночника и используемая конечно-элементная сетка.

Таким образом, в расчетной модели достигнута удовлетворительная точность. Погрешность по сравнению с экспериментальными данными не превышает 42% для случая 1 (см. табл. 2) и 22% – для случая 2. При этом аналогичные модели других авторов [11] по отдельным параметрам менее точны.

На рис. 9-14 приведены поля перемещений и напряжений в половинной модели. Сравнение построенных моделей и полученных распределений ком-

понент НДС с данными других авторов [11-13] свидетельствует также о качественном их соответствии.

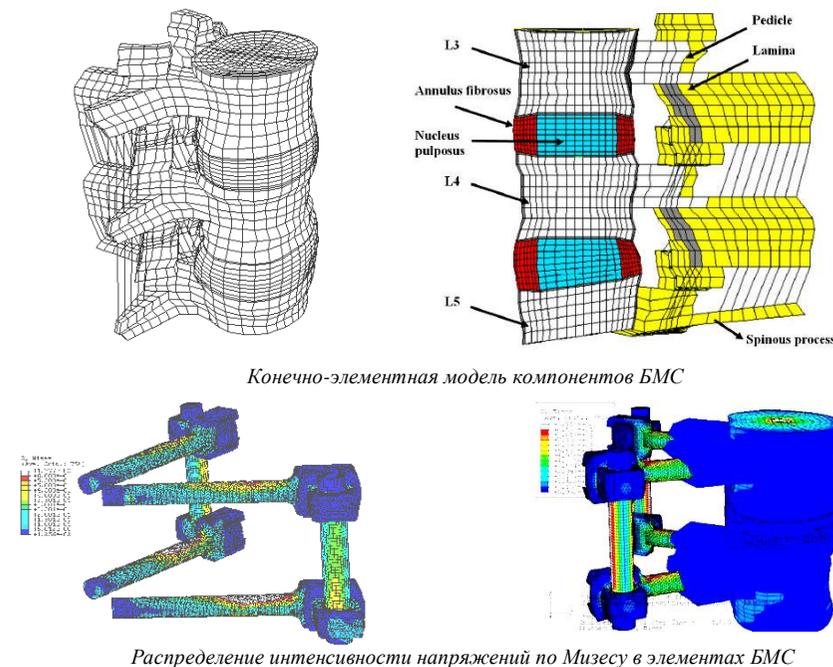


Рис. 8. Конечно-элементная модель и некоторые распределения компонент НДС в биомеханической системе, исследованной другими авторами [11, 12]

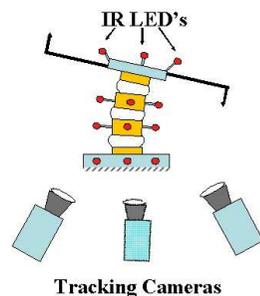


Рис. 7. Схема измерений перемещений элементов позвоночного сегмента

Таблица 2

Результаты проверочных исследований НДС сегмента из двух позвонков под действием сжимающей силы величиной 400 Н и изгибающего момента 4,7 Н·м, полная модель

Варианты исследования:	Результаты		
	КЭМ (авторы)	КЭМ [11]	<i>in Vitro</i> [11]
изгиб в плоскости YZ, °	2,642	3,363	1,86
XZ, °	1,136	2,305	1,47

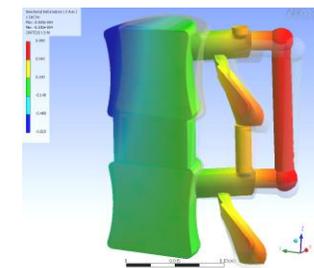


Рис. 9. Перемещения вдоль вертикальной оси (ось Z)

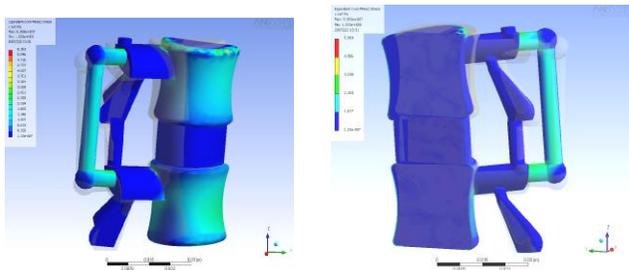


Рис. 10. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений

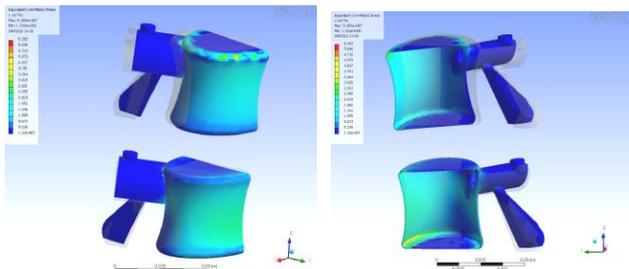


Рис. 11. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в кортикальной ткани

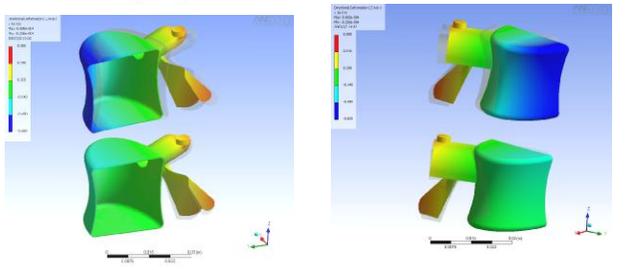


Рис. 12. Перемещения вдоль вертикальной оси (ось Z) в кортикальной ткани

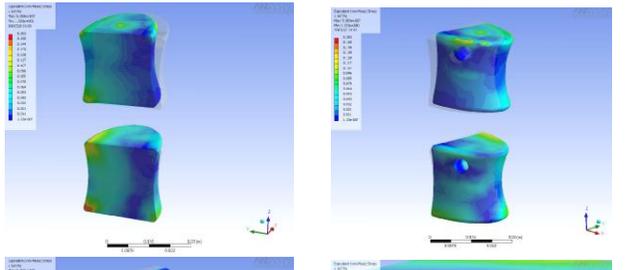


Рис. 13. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в поддерживающей конструкции

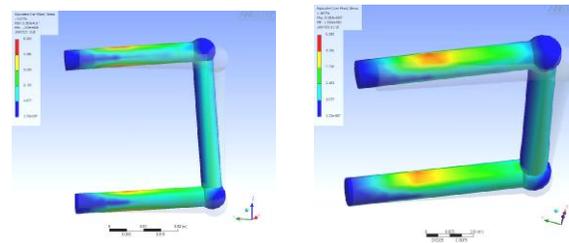
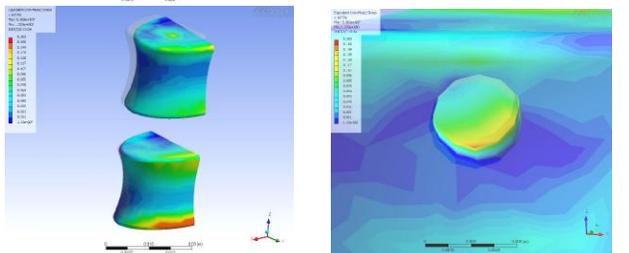


Рис. 14. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани

Исследование влияния отдельных конструктивных параметров на НДС системы. Были проведены следующие исследования:

1. Влияние вертикального угла установки винтов в теле позвонка на напряженно-деформированное состояние сегмента из двух позвонков.
2. Влияние горизонтального угла установки винтов в теле позвонка на напряженно-деформированное состояние сегмента из двух позвонков.
3. Влияние длины винтов на НДС сегмента из двух позвонков.

Во всех исследованиях схема нагружения оставалась неизменной, а именно, изгибающий момент 9,4 Н м и сжимающая сила 400 Н. Модель была построена с учетом симметрии – рассматривалась только одна половина системы. В сагиттальной плоскости задавались условия симметрии.

Во всех исследованиях контролировались следующие величины: угол наклона верхнего позвонка (L3) относительно нижнего (L4); максимальные эквивалентные по Мизесу напряжения в элементах поддерживающей конструкции; максимальные эквивалентные по Мизесу напряжения в трабекулярной ткани; максимальные эквивалентные по Мизесу напряжения в канале винта в трабекулярной ткани.

Исследование 1. Влияние вертикального угла установки винтов в теле позвонка на напряженно-деформированное состояние системы. Вертикальный угол установки винтов поддерживающей конструкции в тело позвонка варьировался от некоторого начального положения (соответствующего соосности винта и отростка позвонка) в диапазоне от -1° до 7° . На рис. 15-18 приведены полученные интегральные зависимости. Надо отметить, что в подавляющем большинстве проведенных расчетов качественно картины распределения компонентов НДС похожи, поэтому далее будут приведены только отличающиеся.

Исследование 2. Влияние горизонтального угла установки винтов в теле позвонка на НДС системы. Горизонтальный угол установки винтов поддерживающей конструкции в тело позвонка варьировался в диапазоне от -1° до 10° . На рис. 19-22 приведены полученные зависимости.

Исследование 3. Влияние длины винтов на НДС системы. Длина винтов поддерживающей конструкции в тело позвонка варьировался в диапазоне от 30 до 50 мм. На рис. 23-26 приведены полученные зависимости. Отдельно на рис. 27 показано распределение интенсивности напряжений в трабекулярной (на рис. - слева) и кортикальной (справа) костных тканях опоры при предельном расположении винта, конец которого приближен к боковой стенке опоры. Отчетливо

видны всплески напряжений в обеих тканях в зоне конца винта.



Рис. 15. Зависимость угла наклона от вертикального угла установки

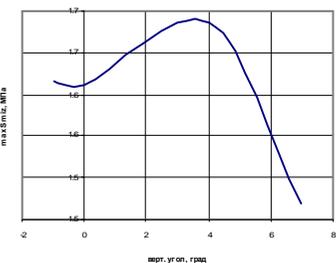


Рис. 17. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани от вертикального угла установки

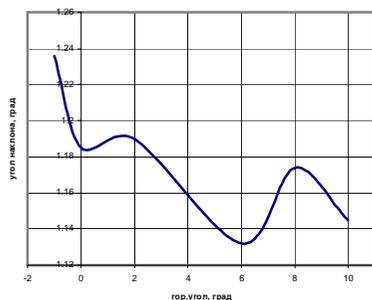


Рис. 19. Зависимость угла наклона от горизонтального угла установки винтов

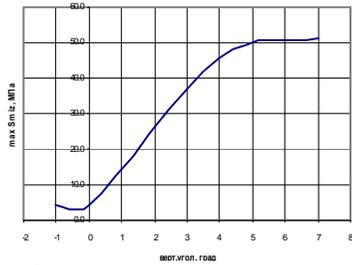


Рис. 16. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в элементах поддерживающей конструкции от вертикального угла установки

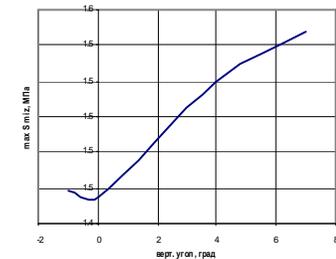


Рис. 18. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани от вертикального угла установки

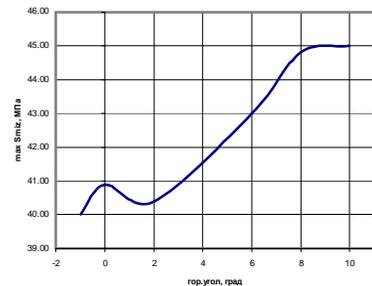


Рис. 20. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в элементах поддерживающей конструкции от горизонтального угла установки винтов

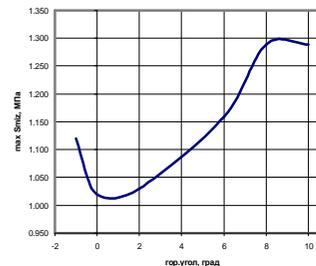


Рис. 21. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани от горизонтального угла установки винтов

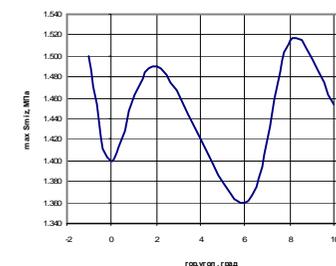


Рис. 22. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани от горизонтального угла установки винтов

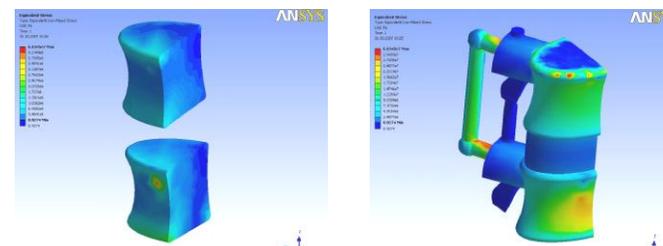


Рис. 23. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений



Рис. 24. Зависимость угла наклона от длины винтов

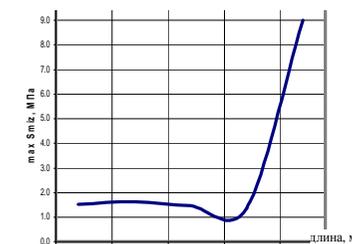


Рис. 26. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани от длины винтов

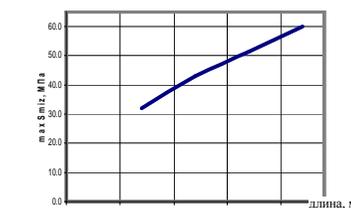


Рис. 25. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в элементах поддерживающей конструкции от длины винтов

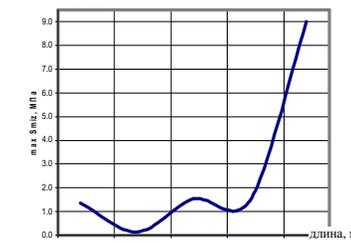


Рис. 27. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани от длины винтов

Исследование 4 (дополнительное). Влияние формы винтов на НДС системы. Было исследовано влияние округлых концов винтов поддерживающей конструкции на НДС сегмента позвонков. Необходимость исследования вызвана тем, что различные авторы, в частности [11-13], используют различные модели винтов. В некоторых работах край винта заострен, в некоторых – закруглен. Поэтому возникает вопрос о влиянии закругления на НДС элементов БМС.

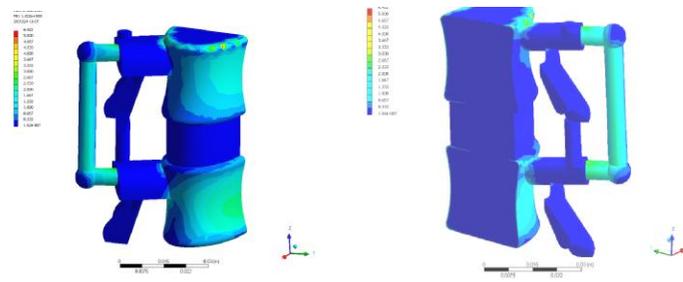


Рис. 28. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений по всей конструкции

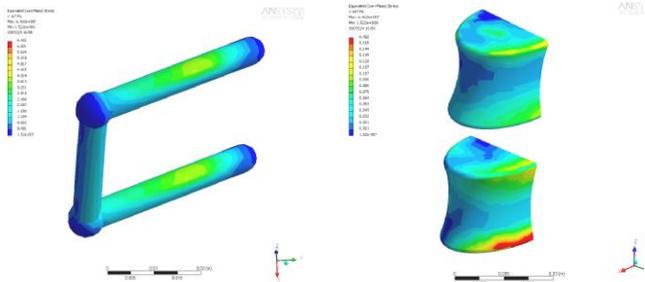


Рис. 29. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в поддерживающей конструкции и трабекулярной ткани

На рис. 28-30 приведены диаграммы распределения эквивалентных по Мизесу напряжений по всей конструкции, в поддерживающей конструкции, трабекулярной ткани и в канале винта. Видно, что и по характеру распределения, и по величинам напряжений (по сравнению с обычной моделью) существенных изменений не произошло.

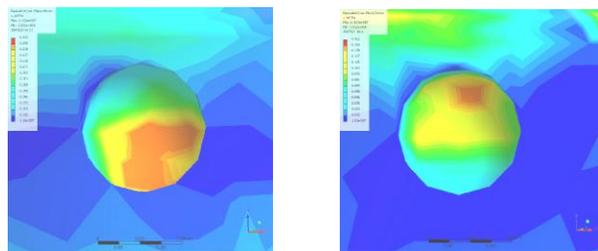


Рис. 30. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани для нижнего и верхнего позвонков

Исследование 5 (дополнительное). Исследование НДС сегмента из двух позвонков, поддерживающей конструкции и эндопротеза, замещающего поврежденный позвонок и два диска. Было проведено четыре расчета: два позвонка и

поддерживающая конструкция (без эндопротеза); два позвонка и поддерживающая конструкция с эндопротезом; два позвонка и поддерживающая конструкция без эндопротеза, но с гидроксил-апатитной вставкой; два позвонка, поддерживающая конструкция, эндопротез и гидроксил-апатитная вставка.

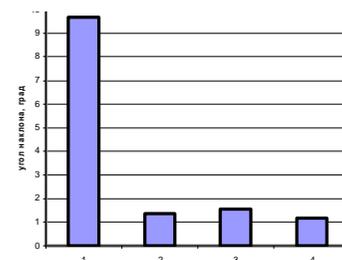


Рис. 31. Зависимость угла наклона от комбинации эндопротеза и НА вставки

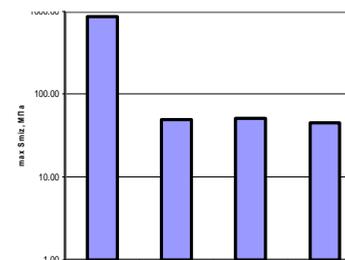


Рис. 32. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в элементах поддерживающей конструкции от комбинации эндопротеза и НА вставки

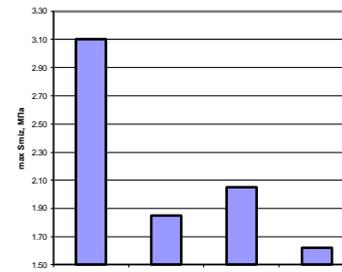


Рис. 33. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани от комбинации эндопротеза и НА вставки

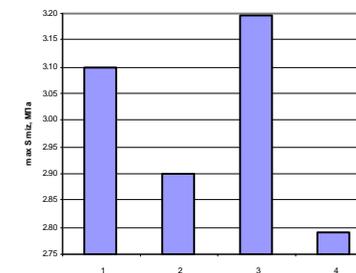


Рис. 34. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани от комбинации эндопротеза и НА вставки

На рис. 31-34 приведены полученные зависимости контролируемых величин от устанавливаемой комбинации энпротеза и гидроксил-апатитной (НА) вставки. На рис. 35 приведены геометрическая модель для данного исследования. Хорошо видны поддерживающая конструкция, эндопротез и гидроксил-апатитная вставка. Модель нагружалась аналогично предыдущим: изгибающим моментом (9,4 Нм) и сжимающей силой (400Н). На рис. 36 приведено распределение перемещений вдоль оси Z в кортикальной ткани, а на рис. 37 – распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в поддерживающей конструкции.

Полученный результат свидетельствует о применимости полученных ранее данных для анализа напряженно-деформированного состояния и обоснованности соответствующих выводов и рекомендаций.

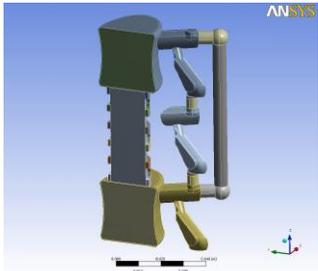


Рис. 35. Геометрическая модель для пятой серии исследований

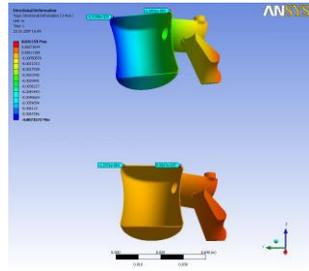


Рис. 36. Перемещения вдоль вертикальной оси (ось Z) в кортикальной ткани

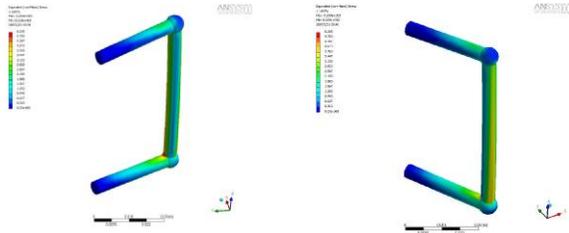


Рис. 37. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в поддерживающей конструкции

6. Анализ результатов исследований и рекомендации по использованию полиаксиальных винтов. Качественный анализ распределений позволяет выделить следующие характерные особенности.

Большинство полученных зависимостей характеристик НДС от варьируемых параметров носят сложный характер, в том числе с возможностью появления нескольких локальных экстремумов. Можно выделить следующие особенности этих зависимостей.

1. *Угловая стабильность системы:* расчет с увеличением вертикального угла установки α – в исследуемом диапазоне улучшение составляет около 10%; имеет максимум при некотором среднем положительном значении горизонтального угла установки винтов γ ; при этом получаемое ужесточение по сравнению с худшим значением не превышает 10%; при увеличении длины винтов l угловая жесткость системы увеличивается, причем практически вдвое от минимального до максимального значения.

2. *Напряжения в элементах поддерживающей конструкции изменяются следующим образом:* с ростом α напряжения растут на всем диапазоне изменения в 10 раз; с ростом γ напряжения имеют тенденцию к слабому росту, он составляет примерно 10 % между минимальным и максимальным значениями; при увеличении длины винтов l напряжения монотонно растут (рост составляет около 100 % на исследованном диапазоне l).

3. *Максимальные напряжения в трабекулярной костной ткани изменяются следующим образом:* при изменении вертикального угла установки α наблюдается максимум в середине интервала его варьирования; при уве-

личении длины винтов происходит незначительное изменение напряжений в трабекулярной кости, за исключением таких значений l , которые приводят к приближению к кортикальной ткани – в этом случае происходит 10-20-ти кратный их всплеск по отношению к минимальным; наличие гидроксил-апатитной вставки существенно влияет на распределение напряжений в исследуемой биомеханической системе, но для формирования рекомендаций необходимо проведение дополнительных исследований.

Анализ приведенных в разделе зависимостей и величин позволяет заключить, что получены конкретные данные о НДС БМС, которые в сочетании с данными клинических исследований могут быть положены в основу при определении рациональных параметров длины и углов установки полиаксиальных винтов.

Предварительные рекомендации, вытекающие из анализа НДС биомеханической системы, заключаются в следующем.

1. С точки зрения минимизации травматичности винта рекомендуется или его „нулевой” вертикальный наклон ($\alpha \approx 0$) или отклонение от номинального направления на угол $\alpha = 5^\circ - 7^\circ$. В то же время рост напряжений в элементах поддерживающей конструкции при увеличении угла α значителен, поэтому, если это возможно, то угол α рекомендуется выбирать номинальным.

2. Угол горизонтальной ориентации винта γ оказывает слабое влияние на травматичность и напряжения в элементах поддерживающей конструкции, в связи с чем при наличии возможности выбора можно рекомендовать интервал $-0,5^\circ \leq \gamma \leq 5,5^\circ$ как рациональный диапазон для γ .

3. Напряжения в поддерживающей металлической конструкции растут достаточно плавно с ростом длины винта l , в то же время травматическое воздействие на трабекулярную кость резко возрастает при приближении конца винта к границе трабекулярной кости, поэтому не рекомендуется приближать конец винта ближе, чем на 4÷5 мм к кортикальной оболочке опоры.

Выводы. Проведенный комплекс исследований позволяет сделать следующие выводы.

1. В работе разработан новый параметрический подход к исследованию влияния параметров полиаксиального винта на характеристики стабильности и травматичности при проведении оперативного лечения позвоночного столба.

2. Построенная параметрическая модель дает возможность варьировать длину винта l , угол вертикальной α и горизонтальной γ ориентации.

3. По результатам исследований можно создавать специализированные базы данных и получать зависимости интегральных характеристик напряженно-деформированного состояния от варьируемых параметров.

4. Получены картины НДС в элементах биомеханической системы.

5. Определены качественные свойства распределения напряженно-деформированного состояния биомеханической системы.

6. Описаны количественные характеристики зависимостей контролируемых параметров от варьируемых для полиаксиального винта.

7. Разработана новая расчетно-экспериментальная технология исследо-

ваний для построения достоверных высокоточных расчетных моделей элементов биомеханических систем.

8. Путем сравнения с известными экспериментальными данными с применением разработанной РЭТИ построена конечно-элементная модель, достаточно точно описывающая характеристики НДС исследуемой системы.

При проведении дальнейших исследований на основе полученных количественных и качественных зависимостей, а также результатов клинических исследований разрабатываются окончательные рекомендации по рациональному применению полиаксиальных винтов в хирургии позвоночника. При этом отдельного подробного изучения требует вопрос исследования влияния параметров гидроксил-апатитной керамики и титановых эндопротезов, а также формы и характеристик межпозвонковых кейджей на НДС сегментов позвоночного столба.

Список литературы: 1. *Ткачук М.А., Веретельник Ю.В., Пионтковский В.К.* Биомеханічні системи: узагальнений параметричний опис. // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип. „Машинознавство та САПР” – Харків: НТУ „ХПІ”, 2006.– № 3. – С.173-179. 2. *Tkachuk N.A., Veretelnyk Y.V., Tkachuk N.N.* Generalized parametrical approach to research of biomechanical systems elements. Advanced Information and Telemedicine Technologies for Health (AITTH’2005): Proceedings of the International Conference (November 8–10, 2005, Minsk, Belarus). In two volumes. Vol. 2. – Minsk: United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus, 2005. – PP.63-67. 3. *Veretelnyk Y.V., Radchenko V.A., Shmanko A.P.* The stressed-deformed state automated analysis system of the implants used in spine reconstruction-restoration operations. Advanced Information and Telemedicine Technologies for Health (AITTH’2005): Proceedings of the International Conference (November 8–10, 2005, Minsk, Belarus). In two volumes. Vol. 2. – Minsk: United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus, 2005. – PP.68-71. 4. *Веретельник Ю.В.* Моделирование свойств материалов биомеханических систем: модели, подходы, численный эксперимент. // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип. Динаміка і міцність машин. – Харків: НТУ „ХПІ”, 2005.– № 47. – С.29-35. 5. *Ткачук М.А., Рабоченко В.О., Веретельник Ю.В.* Узагальнений параметричний опис складних біомеханічних систем. // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип. Динаміка і міцність машин. – Харків: НТУ „ХПІ”, 2005.– № 47. – С.173-180. 6. *Веретельник Ю.В.* Расчетно-экспериментальное определение напряженно-деформированного состояния титановых эндопротезов // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип. “Машинознавство і САПР” – Харків: НТУ „ХПІ”, 2005.– № 53. – С.40-54. 7. *Рабоченко В.А., Шманько А.Л., Ткачук Н.А., Веретельник Ю.В.* Моделирование поведения биомеханических систем „позвонок-эндопротез” на основе метода конечных элементов // Ортопедия и травматология. – 2005. – № 1. – С.24-31. 8. *Веретельник Ю.В.* К вопросу моделирования свойств материалов биомеханических систем // Механіка та машинобудування – Харків: НТУ „ХПІ”, 2005.– № 1. – С.284-288. 9. *Пионтковский В.К., Веретельник Ю.В.* Исследование влияния параметров полиаксиального винта на напряженно-деформированное состояние сегментов позвоночника с системой фиксации // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип. „Машинознавство і САПР” – Харків: НТУ „ХПІ”, 2007.– № 3. – С.125-137. 10. *Zienkiewicz O.C.* The Finite Element Method, McGraw-Hill Company, London, (1977). 11. *Sasidhar Vadapalli.* Stability imparted by a posterior lumbar interbody fusion cage following surgery – A biomechanical evaluation // master’s thesis. The University of Toledo College of Engineering, 2004. – 158 p. 12. *Srilakshmi Vishnubhotla.* A Biomechanical Evaluation of Dynamic Stabilization Systems // master’s thesis. The University of Toledo College of Engineering, 2005. – 235 p. 13. *Miranda N. Shaw.* A Biomechanical Evaluation of Lumbar Facet Replacement Systems // master’s thesis. The University of Toledo College of Engineering, 2005. – 222 p. 14. *Naira H. Campbell-Kyureghyan.* Computational analysis of the time- dependent biomechanical behavior of the lumbar spine // Ph.D. thesis. The Ohio State University, 2004. – 273 p. 15. *Kopperdahl D.L., Keaveny T.M.* Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. // Journal of Orthopaedic Research. – 2002. – № 20. – P.801-805. 16. *Jaasma M.J., Bayraktar H.H., Niebur G.L., Keaveny T.M.* Biomechanical effects of intraspecimen variations in tissue modulus for trabecular bone. // Journal of Biomechanics. – 2002. – № 35. – P.237-246. 17. *Keaveny T.M., Morgan E.F., Niebur G.L., Yeh O.C.* Biomechanics of trabecular bone. // Annual Reviews

in Biomedical Engineering. – 2001. – № 3. – P. 307-333. 18. *Eswaran S.K., Gupta A., Adams M.F., Keaveny T.M.* Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body. // Journal of Bone and Mineral Research. – 2006. – № 21 (2). – P.307-314. 19. *Liebschner M.A.K., Kopperdahl D.L., Rosenberg W.S., Keaveny T.M.* Finite element modeling of the human thoracolumbar spine. – Spine. – 2003. – № 28. – P.559-565. 20. *Keaveny T.M., Yeh O.C.* Architecture and trabecular bone: Toward an improved understanding of the biomechanical effects of sex and osteoporosis. // Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions. – 2002. – № 2. – P.205-208. 21. *Yeh O.C., Keaveny T.M.* Relative roles of microdamage and microfracture in the mechanical behavior of trabecular bone. // Journal of Orthopaedic Research. – 2001. – № 19. – P.1001-1007. 22. *Morgan E.F., Yeh O.C., Keaveny T.M.* Nonlinear behavior of trabecular bone at small strains // Journal of Biomechanical Engineering. 2001. – № 123. – P.1-9. 23. *Niebur G.L., Feldstein M.J., Yuen J.C., Chen T.J., Keaveny T.M.* High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. // Journal of Biomechanics. – 2000. – № 33. – P.1575-1583. 24. *Niebur G.L., Yuen J.C., Hsia A.C., Keaveny T.M.* Convergence behavior of high-resolution finite element models of trabecular bone. // Journal of Biomechanical Engineering. – 1999. – № 121. – P.629-635.

Поступила в редколлегию 25.05.2007

УДК 623.43:621.96

А.Д. ЧЕПУРНОЙ, докт. техн. наук, **А.В. ЛИТВИНЕНКО**, канд. техн. наук, **И.В. АРТЕМОВ**, ОАО „Головной специализированный конструкторско-технологический институт”, г. Мариуполь

АВТОМАТИЗИРОВАННОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ КАРТ РАСКРОЯ, ПОДГОТОВКИ И ВЫПУСКА УПРАВЛЯЮЩИХ ПРОГРАММ ДЛЯ МАШИН ТЕРМИЧЕСКОЙ РЕЗКИ В ПРОИЗВОДСТВЕ БРОНЕДЕТАЛЕЙ КОРПУСОВ И БАШЕН БТР

У статті розглянуті питання автоматизованого проектування карт розкрою листового металу, підготовки і випуску керуючих програм для машин термічної різки з числовим програмним управлінням у виробництві бронедеталей корпусів і башт БТР в умовах виробництва ВАТ „Азовмаш” з використанням системи автоматизованого проектування „INTECH - РОЗКРІЙ”.

In the article the questions of the automated design of cutting out cards of sheet metal, preparation and output of the control programs are considered for the machines of thermal cutting with numerical control in the production of armoured details of hulls and towers of armoured troop-carrier in the conditions of production at „Azovmash” Company with the use of CAD-system „INTECH- RASKROY”.

Введение. На ОАО „Азовмаш” впервые в Украине освоено серийное производство корпусов и башен бронетранспортеров БТР-3Е и БТР-ДА, конструкции которых разработаны КП „ХКБМ им. А.А. Морозова”. Исторически сложилось так, что центры изготовления БТР в бывшем СССР были сосредоточены на территории Российской Федерации, в связи с чем для обеспечения выпуска отечественных легкобронированных машин этого класса потребовалось организовать полный цикл производства в Украине.

На ОАО „Азовмаш” решалась задача организации изготовления броневых корпусов БТР, являющихся основой машины, объединяющей в единое целое все агрегаты и механизмы БТР и служащей для размещения и защиты