

или другим видом уравнений, что присуще математической модели. Поэтому построение первичной физической модели без математического определения условий взаимного влияния явлений друг на друга невозможно либо будет выполнено схематично. Однако наглядное определение существующих взаимосвязей между отдельными физическими явлениями и возможность определения направления действий взаимосвязей предоставляется возможность изображения протекания процесса резания как в целом, так и в частности.

Выводы. В результате проведенных исследований можно сделать следующие выводы.

1. Наглядное представление процесса резания различных материалов предполагает создание схемы влияния различных физических явлений между собой, а также возможность определения их взаимосвязей.

2. Схематизация процесса резания или создание так называемой „физической модели” взаимосвязей между физическими явлениями, а также первоочередность действия взаимосвязей между явлениями дает наглядное представление об этом процессе как в целом, так и в частности.

3. При создании физической модели процесса резания возможно задание направления действия взаимосвязей между явлениями, их первоочередность и вероятность определения влияния одного явления на другое.

4. Физическую модель процесса резания представляется возможным разбить на физические модели отдельных физических явлений с учетом их действия на другие явления.

5. Схематизация физической модели отдельного явления предполагает разбивку отдельного явления на его „составляющие” и определение взаимосвязей между ними, а также дает наглядное представление об этом явлении, как в целом, так и в частности.

6. При создании физической модели отдельного физического явления возможно задание направления действия взаимосвязей между внешними и внутренними „составляющими”, их первоочередность и возможность определения влияния отдельного „составляющего” на другое „составляющее”.

7. Несовершенство физических моделей процесса резания и отдельного физического явления можно компенсировать созданием математических моделей данного процесса или явления.

Список литературы: 1. Синельников А.К., Филиппов Г.В. Повышение эффективности обработки спиральными сверлами // Станки и инструмент. – 1974. – №3. – С.35-37. 2. Грановский Г.И., Грановский В.Г. Резание металлов. – М.: Высш. школа, 1985. – 304 с. 3. Юдковский П.А., Крючков И.К., Шевель А.П. Повышение качества спиральных сверл. – Челябинск: Южно-Уральское кн. изд., 1970. – 110 с. 4. Шеньков Г.П. Физикохимия трения. – Мн.: Университетское, 1991. – 397 с.

Поступила в редколлегию 15.01.07

В.К. ПИОНТКОВСКИЙ, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. Ситенко, г. Харьков, **Ю.В.ВЕРЕТЕЛЬНИК**, НТУ „ХПИ”

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ ПОЛИАКСИАЛЬНОГО ВИНТА НА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ СЕГМЕНТОВ ПОЗВОНОЧНИКА С СИСТЕМОЙ ФИКСАЦИИ

У статті запропоновано параметричну модель біомеханічної системи „сегмент суглоба – система кріплення з поліаксіальним гвинтом”. Отримано залежності характеристик напружено-деформованого стану від конструктивних параметрів гвинтів та параметрів їх установки відносно тіла хребця.

The parametrical model of biomechanical system „segment of joint - the fastening system with polyaxial screw” is offered in the article. Dependences of characteristics of stressedly-deformed state from the structural parameters of screws and parameters of their setting in relation to the body of vertebra are obtained.

При использовании различных систем фиксации сегментов позвоночного столба при операциях эндопротезирования необходимым этапом исследований является определение эффективности применяемых систем фиксации, стабильности костно-металлического блока и травматичности внедряемых элементов [1-8]. Первая характеристика из перечисленных является комплексной, включающей и две другие. Кроме того, эффективность применяемых систем фиксации определяется также показателями универсальности применения и степенью учета индивидуальных особенностей патологии пациента. Использование полиаксиального винта в этой связи является одним из факторов обеспечения самых высоких характеристик универсальности применения и учета индивидуальных особенностей (рис. 1) изначально именно за счет своих естественных свойств.

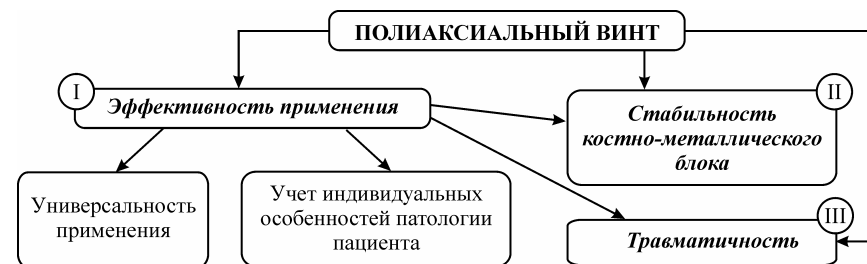


Рис.1. Составляющие эффективности применения полиаксиального винта

Составляющие II (стабильность костно-металлического блока) и III (травматичность), показанные на рис. 1, являются, с одной стороны, интегри-

рованными в показатель I (эффективность применения), а с другой стороны, в силу высокой важности, – относительно самостоятельными. Однако это только усиливает необходимость обеспечения этих характеристик, что, в свою очередь, приводит к актуальной и важной задаче исследования влияния характеристик полиаксиального винта на напряженно-деформированное состояние (НДС) образуемой в результате оперативного вмешательства биомеханической системы (БМС) (рис. 2).

1. Метод конечных элементов (МКЭ) для определения напряженно-деформированного состояния элементов биомеханических систем. При исследовании элементов биомеханических систем (ЭБМС) приходим к задаче

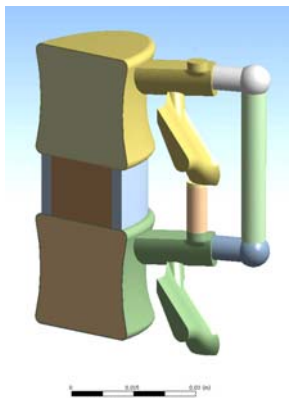


Рис. 2. Биомеханическая система „сегмент позвоночника – фиксирующие элементы”

анализа напряженно-деформированного состояния пространственных конструкций [1-8], 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 [9, 10], который и предложен для анализа НДС исследуемых ЭБМС.

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 метод, 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, MARC, 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 [9, 10], 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 напряженно-деформированного состояния необходимо учитывать:

- 1) сложность геометрической формы ЭБМС, которая представляет собой пространственную конструкцию, состоящую из разнородных по своей природе элементов;
- 2) сложность объекта исследований как биомеханической системы взаимодействующих и взаимносоприкасающихся элементов;
- 3) многообразии режимов эксплуатации и условий нагружения;
- 4) сложные и резко отличающиеся физико-механические свойства эле-

ментов биомеханической системы.

Все перечисленные факторы в совокупности приводят к формулировке исходной задачи как пространственной задаче для БМС сложной структуры при воздействии на нее в общем случае набора пространственных сил. В связи с этим необходимо решить следующие задачи:

1. Сформулировать задачу определения НДС сегментов позвоночника и эндопротезов как составных элементов биомеханической системы.
2. Провести дискретизацию задачи.
3. Разработать общую схему решения задачи определения напряженно-деформированного состояния элементов биомеханической системы.
4. Разработать дискретную модель исследуемой БМС.
5. Провести расчет НДС элементов биомеханической системы при варьировании основных параметров.
6. Провести 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 напряженно-деформированного состояния элементов биомеханических систем в работах [11-14].

Геометрические параметры элементов исследуемой системы приведены на рис.4. Свойства материалов сведены в табл.1.

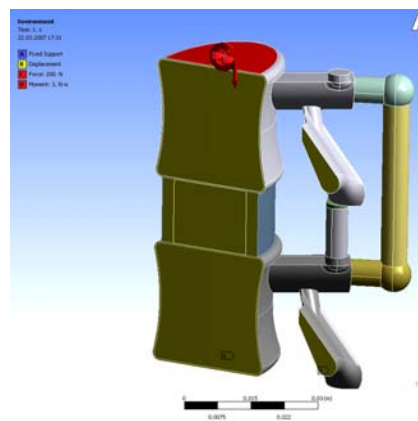
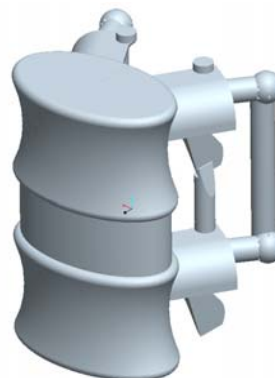


Рис.3. Расчетная схема исследуемой

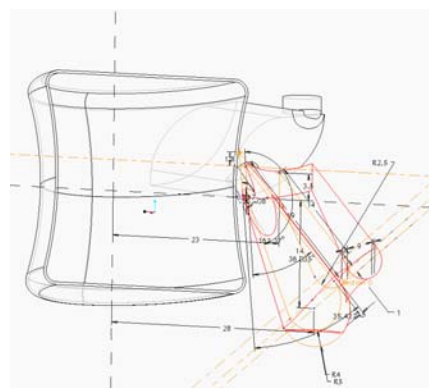
Таблица 1
Свойства материалов
биомеханической системы

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

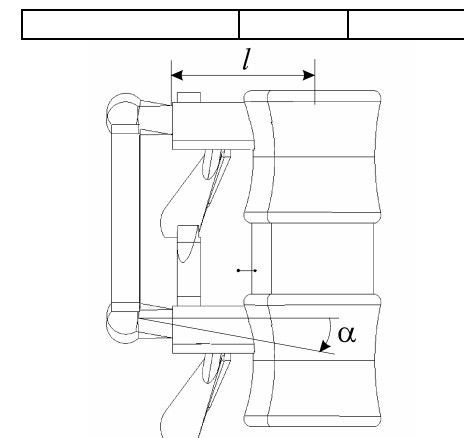
биомеханической системы



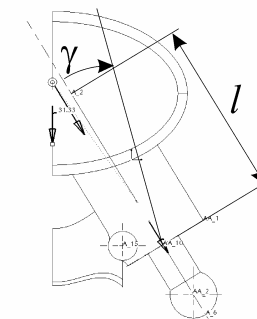
Полная модель сегмента позвоночника с задней фиксацией



Неварьируемые параметры



Варьируемые параметры: длина винта l и вертикальный угол наклона винта α



Варьируемые параметры: длина винта l и горизонтальный угол наклона винта γ

Рис.4. Геометрические параметры элементов исследуемой биомеханической системы

2. *Конечно-элементная модель исследуемой биомеханической системы* создается на основе геометрической модели сегмента позвоночника $L_4 - L_5$, созданной в CAD-системе Pro/ENGINEER. Сама конечно-элементная разбивка осуществлена в системе ANSYS (рис.5).

При моделировании исследуемой БМС были использованы призматические и тетраэдральные конечные 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 метода конечных элементов (МКЭ).

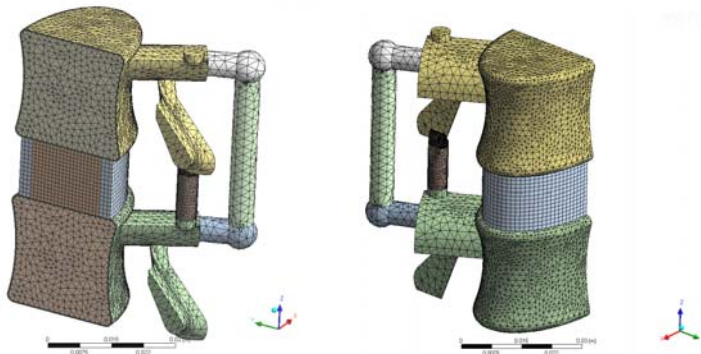


Рис. 5. Конечно-элементная модель биомеханической системы

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 (см. рис. 4); горизонтальный угол ориентации полиаксиального винта γ ; длина винта l . 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.

4. *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.

2. Расчет напряженно-деформированного состояния исследуемой биомеханической системы. Было проведено несколько серий исследований. Первые две серии были посвящены верификации модели. В остальных четырех сериях исследовалось влияние отдельных параметров поддерживающей конструкции на НДС биомеханической системы.

Верификационные расчеты. На этом этапе были проведены следующие исследования: изгиб в плоскости YZ сегмента из двух позвонков под действием сжимающей силы величиной 400 Н и изгибающего момента 4,7 Н·м,

полная модель (рис. 6); 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. На рис.6, 7 приведены поля перемещений и напряжений в половинной модели

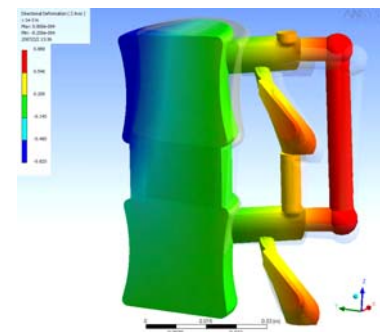


Рис. 6. Перемещения вдоль вертикальной оси (ось Z)

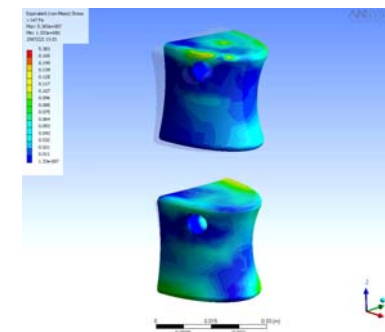


Рис. 7. Распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани

Контролируется угол поворота верхнего позвонка относительно нижнего. 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.

Таблица 2
Результаты поверочных 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)	Результаты КЭМ [11]	Результаты <i>in Vitro</i> [11]
Изгиб в плоскости YZ, град.	2.642	3.363	1.86
Изгиб в плоскости XZ, град.	1.136	2.305	1.47

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

1. Влияние вертикального угла установки винтов в теле позвонка на НДС сегмента из двух позвонков.
2. Влияние горизонтального угла установки винтов в теле позвонка на НДС 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 Нм и сжимающая сила 400 Н. Модель была построена с учетом симметрии – рассматривалась только одна половина системы. В плоскости симметрии задавались условия симметрии.

Во всех исследованиях контролировались следующие величины:

1. Угол наклона верхнего позвонка (L3) относительно нижнего (L4).
2. Максимальные эквивалентные по Мизесу напряжения в элементах поддерживающей конструкции.
3. Максимальные эквивалентные по Мизесу напряжения в трабекулярной ткани.
4. Максимальные эквивалентные по Мизесу напряжения в канале винта в трабекулярной ткани.

Исследование 1. Влияние вертикального угла установки винтов в теле позвонка на НДС системы. Вертикальный угол установки винтов поддерживающей конструкции в тело позвонка варьировался от некоторого начального положения в диапазоне от -1 до 7 градусов. Характерно, что в подавляющем большинстве проведенных расчетов качественно картины распределения компонентов НДС похожи (см. рис.6, 7). На рис. 8-11 приведены полученные интегральные зависимости параметров напряженно-деформированного состояния системы от варьируемых параметров.

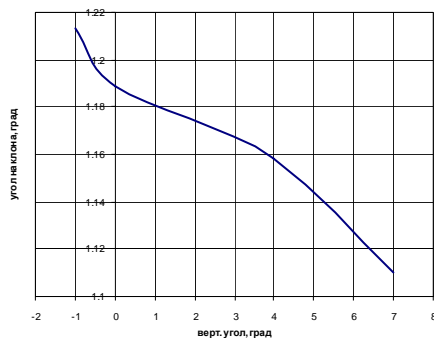


Рис. 8. Зависимость угла наклона от вертикального угла установки α

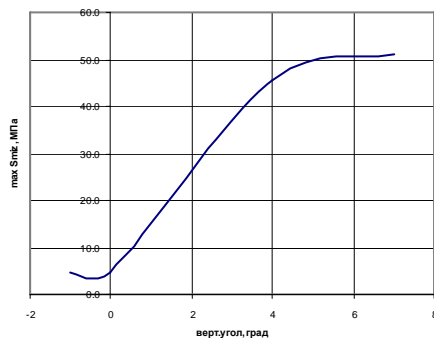


Рис. 9. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в элементах поддерживающей конструкции от вертикального угла установки α

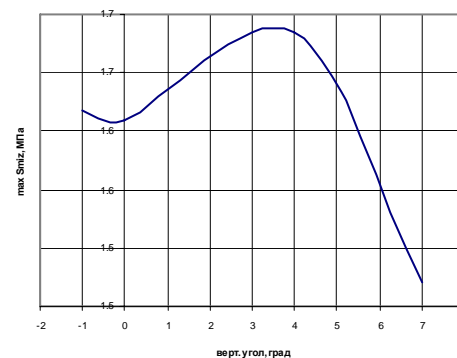


Рис. 10. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани от вертикального угла установки α

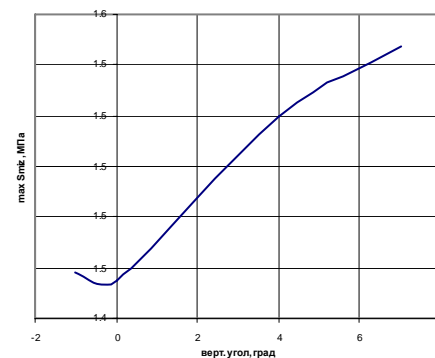


Рис. 11. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани от вертикального угла установки α

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 градусов. На рис. 12-15 приведены полученные интегральные зависимости.

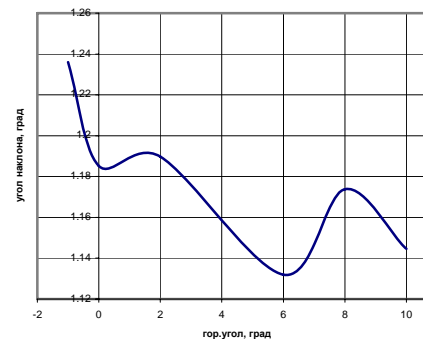


Рис. 12. Зависимость угла наклона от горизонтального угла установки винтов γ

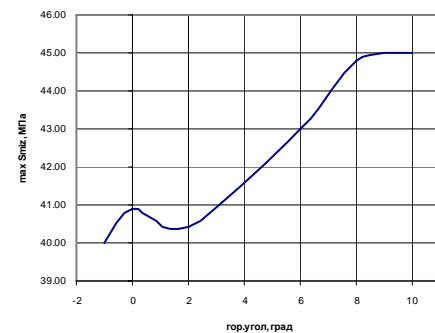


Рис. 13. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в элементах поддерживающей конструкции от горизонтального угла установки винтов γ

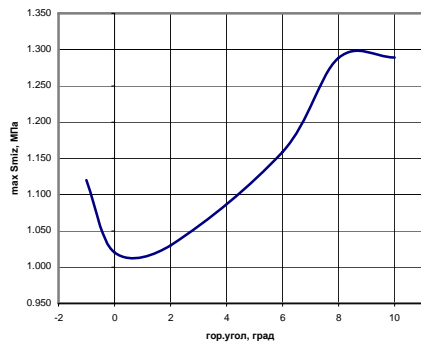


Рис. 14. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани от горизонтального угла установки винтов γ

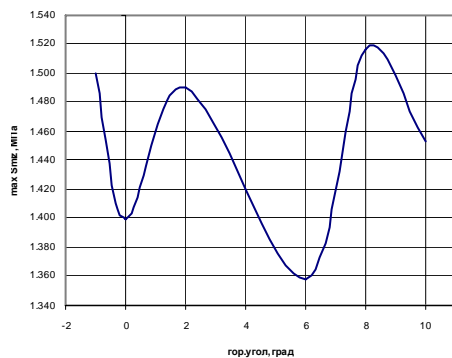


Рис. 15. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани от горизонтального угла установки винтов γ

Исследование 3. Влияние длины винтов на НДС системы. Длина винтов поддерживающей конструкции l в теле позвонка варьировались в диапазоне от 30 до 50 мм. На рис. 16-19 приведены полученные в этом случае интегральные зависимости.

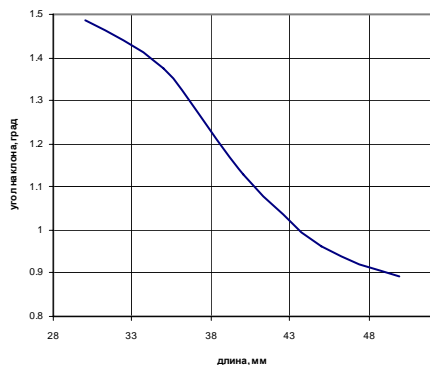


Рис. 16. Зависимость угла наклона от длины винтов l

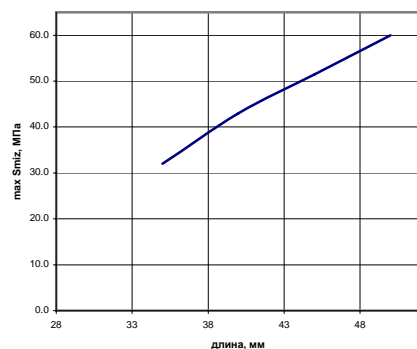


Рис. 17. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в элементах поддерживающей конструкции от длины винтов l

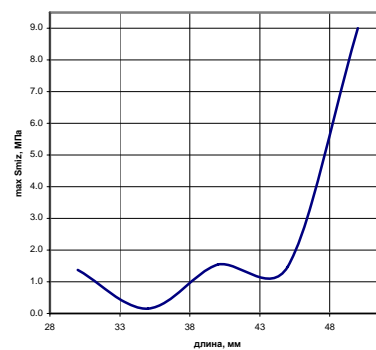


Рис. 18. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в трабекулярной ткани от длины винтов l

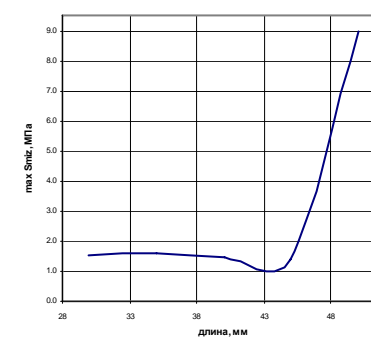


Рис. 19. Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений в канале винта в трабекулярной ткани от длины винтов l

3. 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 увеличении 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.

Анализ полученных зависимостей и величин позволяет заключить, что получены конкретные данные о напряженно-деформированном состоянии элементов биомеханической системы, которые в сочетании с данными клинических исследований могут быть положены в основу при определении рациональных параметров длины и углов установки полиаксиальных винтов

Выводы. Проведенный комплекс исследований позволяет сделать следующие выводы.

1. В работе впервые 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 его длину 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 напряженно-деформированного состояния 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. Путем сравнения с известными экспериментальными данными установлено, что построенная модель достаточно точно описывает характеристики напряженно-деформированного состояния исследуемой системы.

В дальнейшем на основе полученных количественных и качественных зависимостей, а также результатов клинических исследований предполагается разработать рекомендации по рациональному применению полиаксиальных винтов в хирургии позвоночника.

Список литературы: 1. *Ткачук М.А., Веретельник Ю.В., Пionтковский В.К.* Биомеханичні 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 stressedly-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 материала

лов 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., Радченко 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. *Радченко В.А., Шманько А.П., 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. *Zienkiewicz O.C.* The Finite Element Method, McGraw-Hill Company, London, (1977). 10. *ANSYS 9.0. User’s Guide.* Canonsburg, 2004. 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.

Поступила в редколлегию 25.11.2006

УДК 621.81.31

О.Г. ПРИЙМАКОВ, канд. техн. наук, Харківський університет повітряних сил Збройних сил України, **О.В. УСТИНЕНКО**, канд. техн. наук, НТУ „ХПІ”, **В.М. СТАДНІЧЕНКО**, канд. техн. наук, Національний авіаційний університет, м. Київ

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ РЕОЛОГІЇ ТА САМОВПОРЯДКУВАННЯ В ЗУБЧАСТИХ ПЕРЕДАЧАХ

Розглянуті основи створення математичної моделі процесів реології та самоорганізації властивостей матеріалів поверхонь зубів. Вона базується на енергетичному критерії міжатомних взаємодій і дислокаційному принципі пружно-пластичної деформації. Запропоновано доповнити традиційний підхід до вибору матеріалів зубів критерієм мінімізації критичної швидкості руху дислокацій.

Fundamentals of creation for mathematical model of rheology and self-organizing of teeth surfaces materials properties are considered. It is founded on power criterion of interatomic interactings and dislocation principle of elastic-plastic deformation. It is offered to supplement the traditional approach to selection of teeth materials by criterion of minimization of a critical dislocations motion speed.

Вступ. В статті зачеплення силової зубчастої передачі розглядається як термонапружена трибосистема, що самоорганізується внаслідок термодинамічних та реологічних процесів. Відомо [1-3], що ці процеси відбуваються в поверхневих шарах (ПШ) контактуючих поверхонь зубців. Априорі вважаємо,