

Е.Н. СВИРИДОВА, студ. ТМ-80Б НТУ "ХПИ";
Т.Р. ЛАБУТИНА, студ. ТМ-80Б НТУ "ХПИ";
О.В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, м.н.с. каф. ТММиСАПР НТУ "ХПИ";
А.А. ЛЕВШИН, к.м.н., вед. науч. сотр. отд. инструментальной и малоинвазивной хирургии позвоночника ГУ "Ин-т патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко", Харьков;
А.А. ДЫННИК, к.м.н., доц., зав. лаб. ортезирования и биоматериалов ГУ "Ин-т патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко", Харьков;
И.Б. ТИМЧЕНКО, с.н.с. лаб. ортезирования и биоматериалов ГУ "Ин-т патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко", Харьков
А.В. ПОГОРЕЛАЯ, м.н.с. лаб. ортезирования и биоматериалов ГУ "Ин-т патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко", Харьков

НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ ЭЛЕМЕНТОВ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЙ ФИКСАЦИИ

В работе приводятся результаты проведенных авторами численных исследований напряженно-деформированного состояния модели, описывающей поясничный отдел человека на уровне L4-L5 позвоночно-двигательного сегмента. Данные исследования были проведены с помощью метода конечных элементов. В ходе проведения исследования были рассмотрены различные расчетные схемы с системой транспедикулярной фиксации и без нее, а также приведены результаты варьирования модуля упругости межпозвоночного диска D45.

Ключевые слова: позвоночник, поясничный отдел, транспедикулярная система, фиксация, напряженно-деформированное состояние, кортикальная ткань, губчатая ткань, суставной хрящ

Введение. Транспедикулярная фиксация (ТПФ) – метод, разработанный в 60-70 гг., получил широкое применение в лечении различных повреждений и заболеваний позвоночника. Одной из анатомических предпосылок для применения ТПФ является понятие *force nucleus*: точка позвонка, где сходятся все задние костные элементы. Проведением через эти точки винтов можно достичь наиболее полного контроля над позвонком. И хотя концепция транспедикулярной фиксации позвоночника не нова, особенно быстро эта техника развивалась два последних десятилетия. Глубоко и всесторонне изучены и подробно описаны в литературе техника установки металлоконструкций, показания, противопоказания, осложнения и отдаленные результаты. На сегодняшний день методика транспедикулярной фиксации широко применяется вертебрологами и нейрохирургами для хирургического лечения практически всего спектра заболеваний и повреждений позвоночника. Использование внутренней фиксации хорошо показало себя при коррекции деформаций, особенно сколиоза. Достаточно обоснованы преимущества транспедикулярной фиксации над предшест-

вующими методами в лечении переломов позвоночника. И если еще 10 лет назад велись дискуссии о соотношении риска и эффективности транспедикулярной фиксации при дегенеративных заболеваниях позвоночника, в том числе при остеохондрозе, то на сегодняшний день сформулированы показания и однозначно показано, что основной причиной осложнений после транспедикулярной стабилизации чаще всего является некорректная оперативная техника.

Методика проведения транспедикулярных винтов заключается в следующем: используя задний доступ, сформировав площадку в корнях дуг оперируемых позвонков вкручиваются титановые винты. После того, как установлено нужное количество винтов, они соединяются прочными креплениями между собой титановыми стержнями, которые фиксируются гайками. Все это позволяет создать стабильную опору для прооперированного сегмента.

В настоящее время внедрение компьютерного моделирования в медицинскую практику позволяет понять сущность нестабильности позвоночника. Построение компьютерных моделей биомеханических систем и их исследование позволит спрогнозировать механическое поведение биомеханической системы, а также определить напряженно-деформированное состояние ее элементов и тем самым получить помощь в выборе методики лечения и выборе конструкции для проведения стабилизирующей операции.

Цель работы – построение трехмерной конечно-элементной модели, описывающей позвоночно-двигательный сегмент человека с применением транспедикулярной фиксации для исследования напряженно-деформированного состояния элементов биомеханической системы.

Методы и материалы. Для построения трехмерной модели в данной работе была использована САПР – SolidWorks [1], представляющая собой инструментальную среду, предназначенную для автоматизации проектирования сложных и сверхсложных объектов, которыми и являются биомеханические системы.

Для проведения расчетов использован программный комплекс ANSYS Workbench [2]. Среда ANSYS Workbench является основным инструментом, на котором базируется концепция "Проектирование изделий на основании результатов инженерных расчетов". Тесная интеграция между компонентами приложений дает беспрецедентную легкость использования при подготовке и проведении расчетов, а также при решении сложных междисциплинарных задач.

Программа ANSYS, как и многие другие CAE-продукты, для математического моделирования различных физических процессов использует метод конечных элементов [3]. Этот метод сочетает в себе универсальность алгоритмов решения различных краевых задач с эффективностью компьютерной реализации вычислений.

Постановка задачи. Как было выше изложено, целью работы является исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) биомеханической системы, а именно системы транспедикулярной фиксации поясничных позвонков L4-L5. Для успешного выполнения поставленной задачи необходимо выполнение следующих условий [4]: 1) построить геометрическую модель в CAD-системе; 2) создать конечно-элементную модель (КЭМ) в программном комплексе ANSYS Workbench;

3) исследовать интактную модель; 4) исследовать интактную модель с уменьшенным модулем упругости для межпозвоночного диска; 5) исследовать модель с конструкциями транспедикулярной фиксации с уменьшенным модулем упругости; 6) сравнить результаты между собой.

В таблице 1 представлены физико-механические характеристики материалов.

Таблица 1 – Физико-механические характеристики материалов

Материал	Модуль Юнга, МПа	Кэф. Пуассона
Кортикальная кость	10000	0,3
Губчатая кость	450	0,2
Суставный хрящ	10,6	0,49
Межпозвоночный диск	4,2	0,45
Титан	102000	0,3

В процессе построения трехмерной геометрической модели, описывающей исследуемую биомеханическую систему поясничного сегмента L4-L5 позвоночника человека, была учтена структура кости (было промоделировано четкое разграничение на губчатую и кортикальную составляющие костных тканей), при этом, были промоделированы межпозвоночные диски и хрящи, а также модель была дополнена двумя дополнительными элементами, которые были использованы для корректного приложения нагрузки и закрепления. Также модель была дополнена системой для транспедикулярной фиксации, на рисунке 1 представлен моноаксиальный транспедикулярный винт.



Рисунок 1 – Моноаксиальный транспедикулярный винт

Исследуемая геометрическая модель поясничного сегмента L4-L5 человеческого позвонка была получена посредством компьютерной томограммы (КТ) снимков без патологических заболеваний, приведших к структурным и геометрическим изменениям формы элементов поясничного сегмента. Геометрическая модель исследуемого интактного сегмента представлена на рисунке 2.

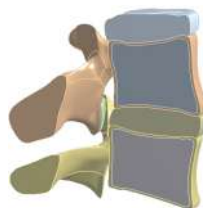


Рисунок 2 – Геометрическая модель исследуемого интактного сегмента поясничного отдела позвоночника человека

После создания трехмерной геометрической модели биомеханической системы модель была экспортирована в программный комплекс ANSYS Workbench, в котором была построена КЭМ, назначены соответствующие свойства материалов, приложены нагрузка и закрепление, а также проведены дальнейшие расчеты. При построении КЭМ использовались элементы различных типов: SOLID186 (20-ти узловой кубический элемент) и SOLID187 (10-ти узловой тетраэдр). Всего модели насчитывали от 60 тыс. элементов (для модели, описывающей интактное состояние) до 70 тыс. элементов (для моделей, учитывающих систему транспедикулярной фиксации). Внешний вид КЭМ, содержащей систему транспедикулярной фиксации, представлен на рисунке 3. В качестве нагрузки прикладывалась сила, равная 250Н – сила, с которой давит организм на эти два позвонка. Накладывались ограничения во всех направлениях для нижней поверхности нижнего дополнительного элемента. Также накладывались условия симметрии на сагиттальную плоскость. На рисунке 4 представлены прикладываемая нагрузка, наложенное закрепление и условие симметрии на исследуемый поясничный сегмент с системой транспедикулярной фиксации.

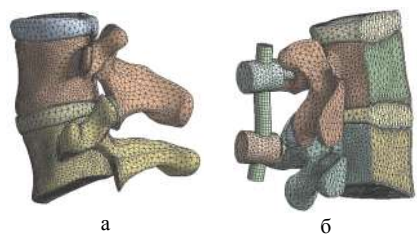


Рисунок 3 – КЭМ исследуемого сегмента: а – интактная модель, б – модель с системой транспедикулярной фиксации

В качестве нагрузки прикладывалась сила, равная 250Н – сила, с которой давит организм на эти два позвонка. Накладывались ограничения во всех направлениях для нижней поверхности нижнего дополнительного элемента. Также накладывались условия симметрии на сагиттальную плоскость. На рисунке 4 представлены прикладываемая нагрузка, наложенное закрепление и условие симметрии на исследуемый поясничный сегмент с системой транспедикулярной фиксации.

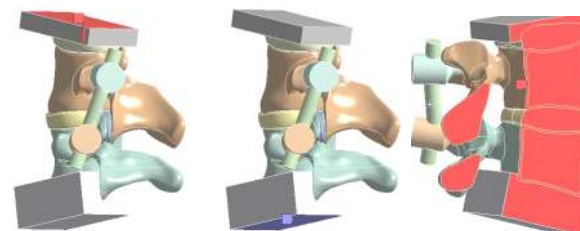


Рисунок 4 – Прикладываемые нагрузка, закрепление и условие симметрии на исследуемую биомеханическую систему

Исследование напряженно-деформированного состояния элементов биомеханической системы поясничного сегмента позвоночника человека. В рамках проведенного исследования была рассмотрена интактная модель и модели с измененными физико-механическими характеристиками для межпозвоночного диска D45 с учетом системы транспедикулярной фиксации и без нее. По итогам исследований определялись эквивалентные напряжения и полные перемещения для элементов исследуемой биомеханической системы. В качестве изменений физико-механических свойств межпозвоночного диска D45 было предложено варьирование модуля упругости: уменьшение вдвое и уменьшение на порядок от базовой величины, см. таблицу 1 (2,1 МПа и 0,42 МПа, соответственно).

Таким образом, было построено пять расчетных схем: 1) интактная модель; 2) с уменьшенным исходным модулем упругости для межпозвоночного диска D45 в два раза; 3) с уменьшенным исходным модулем упругости для межпозвоночного диска D45 в два раза с системой транспедикулярной фиксации; 4) с уменьшенным исходным модулем упругости для межпозвоночного диска D45 в десять раз; 5) с уменьшенным исходным модулем упругости для межпозвоночного диска D45 в десять раз с системой транспедикулярной фиксации.

Таблица 2 – Максимальные полные перемещения (мм)

Наименование объекта	Расчетная схема				
	1	2	3	4	5
Кортикальная кость L4	1,07	1,87	1,24	7,75	2,99
Кортикальная кость L5	0,06	0,069	0,11	0,09	0,19
Губчатая кость L4	1,04	1,83	1,21	7,55	2,91
Губчатая кость L5	0,02	0,025	0,022	0,023	0,031
Межпозвоночный диск D45	0,88	1,59	1,08	6,9	2,74
Суставной хрящ	0,28	0,38	0,14	0,96	0,39

Результаты численных исследований напряженно-деформированного состояния элементов биомеханической системы поясничного сегмента позвоночника. По итогам проведенных расчетов были определены максимальные числовые показатели полных перемещений и эквивалентных напряжений по Мизесу для всех расчетных схем, полученные результаты приведены в таблицах 2 и 3 соответственно. На рисунках 5-9 представлены поля эквивалентных напряжений для исследуемого сегмента поясничного отдела позвоночника для всех расчетных схем.

Таблица 3 – Максимальные эквивалентные напряжения (МПа)

Наименование объекта	Расчетная схема				
	1	2	3	4	5
Кортикальная кость L4	12,2	14,15	23,65	11,38	74,69
Кортикальная кость L5	8,42	8,21	61,41	15,19	130,86
Губчатая кость L4	0,75	0,74	1,16	0,7	1,63
Губчатая кость L5	0,94	0,94	1,02	0,92	1,48
Межпозвоночный диск D45	1,6	1,52	1,07	1,38	0,55
Суставной хрящ	1,72	2,45	0,76	7,42	2,42
Саморез 1	-	-	0,14	-	0,43
Саморез 2	-	-	0,32	-	0,69
Струна	-	-	0,217	-	0,511

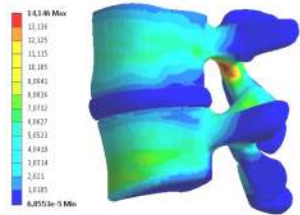


Рисунок 5 – Модель с модулем упругости 2,1 МПа для межпозвоночного диска D45

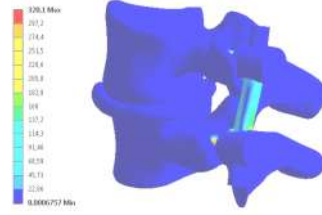


Рисунок 6 – Модель с модулем упругости 2,1 МПа для межпозвоночного диска D45 с применением транспедикулярной конструкции

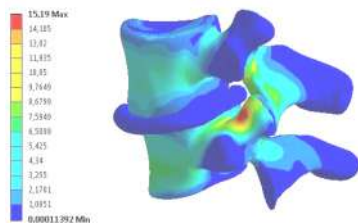


Рисунок 7 – Модель с модулем упругости 0,42 МПа для межпозвоночного диска D45

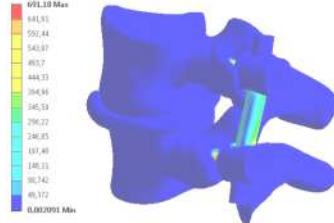


Рисунок 8 – Модель с модулем упругости 0,42 МПа для межпозвоночного диска D45 с применением транспедикулярной конструкции

Выводы. По итогам проведенной работы можно сделать следующие выводы.

1. Созданная конечно-элементная модель достаточно точно описывает сложную геометрическую форму элементов поясничного сегмента, а также структуру кости, а именно – имеет четкое разделение на кортикальную и губчатую составляющие кости.

2. Разработанная модель является полностью параметризованной.

3. Построенная модель обладает возможностями проведения многовариантных исследований с варьированием свойств элементов исследуемых моделей, нагрузки и закрепления.

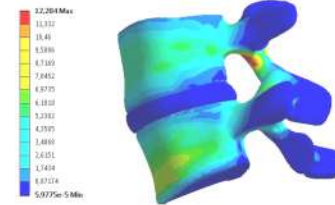


Рисунок 9 – Интактная модель

Из анализа полученных показателей, соответствующих максимальным значениям эквивалентных напряжений и полных перемещений, можно заключить следующее: применение титановых конструкций уменьшает напряжения в межпозвоночном диске, который получил изменения своих физико-механических свойств в результате патологического заболевания. Также данная конструкция обеспечивает временную надежную иммобилизацию, при этом компенсируя функционально неполноценный элемент в поясничном сегменте, а именно – межпозвоночный диск. При этом, полученные показатели максимальных напряжений по Мизесу для компонент биомеханической системы не превышают предельных значений, которые составляют для титана – 1000 МПа [5], кортикальной ткани – 160 МПа [6] и для губчатой ткани – 16-22 МПа [7].

Предложенный подход и модели в дальнейшем будут использованы в исследованиях элементов биомеханических систем.

Литература: 1. Solidworks - <http://www.solidworks.com/>. 2. ANSYS Workbench - <http://www.ansys.com/>. 3. Zienkiewicz O.C, The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals. / Zienkiewicz O. C., Taylor R. L., Zhu J.Z.. – Amsterdam: Heidelberg: Butterworth-Heinemann, 2006. – 631 p. 4. К вопросу о построении параметрических моделей шейного отдела позвоночника / Веретельник Ю.В., Веретельник О.В., Тимченко И.Б., Дынный А.А., Соснина Ю.К. // Вестник НТУ "ХПИ" Тем. вып.: Машиноведение и САПР. – Харьков: НТУ "ХПИ", 2007. – № 29. – С.16-20. 5. Нгуен Суан Ту, Изменение триботехнических и механических свойств СВМПЭ при наполнении полипропилена / Нгуен Суан Ту, С.В. Панин // XIX Межд. науч.-практ. конф. "Современные техника и технологии", Секция 6: Материаловедение. – С. 110-111. 6. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния системы "кость-имплантат" при межвертельном переломе бедренной кости / И.В. Бойко, А.В. Сабсай, В.В. Макаров, О.В. Раджабов. // Вісник СевНТУ. Вип. 133/2012. Серія: Механіка, енергетика, екологія. – Севастополь, 2012. – С. 355-360. 7. Особенности прочностных характеристик губчатой кости при заболеваниях тазобедренного сустава / Кукин И.А., Кирпичев И.В., Маслов Л.Б., Вухрев С.В. // Fundamental research. – 2013. – №7. – С. 328-333.

Bibliography (transliterated): 1. Solidworks - <http://www.solidworks.com/>. 2. ANSYS Workbench - <http://www.ansys.com/>. 3. Zienkiewicz O.C, The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals. / Zienkiewicz O. C., Taylor R. L., Zhu J.Z.. – Amsterdam: Heidelberg: Butterworth-Heinemann, 2006. – 631 p. 4. K voprosu o postroenii parametricheskikh modelej shejnogo otdela pozvonochnika / Veretel'nik Ju.V., Veretel'nik O.V., Timchenko I.B., Dymnik A.A., Sosnina Ju.K. // Vestnik NTU "KhPI". Tem. vyp.: Mashinovedenie i SAPR. – Kharkov: NTU "KhPI", 2007. – No 29. – P.16-20. 5. Nguen Suan Tu, Izmenenie tribotekhnicheskikh i mekhanicheskikh svoystv SVMPJe pri napolnenii polipropilena / Nguen Suan Tu, S.V. Panin // XIX Mezhd. nauch.-prakt.

konf. "Sovremennye tehnika i tehnologii", Sekcija 6: Materialovedenie. – P. 110-111. 6. Matematicheskoe modelirovanie naprjazhenno-deformirovannogo sostojanija sistemy "kost'-implantat" pri mezhverteľnom perelome bedrennoj kosti / I.V. Bojko, A.V. Sabsaj, V.B. Makarov, O.V. Radzhabov. // Visnik SevNTU. – Vol. 133/2012. Serija: Mehanika, energetika, ekologija. – Sevastopol, 2012. – P. 355-360. 7. Osobennosti prochnostnyh harakteristik gubchatoj kosti pri zaboľevanijah tazobedrennogo sustava / Kukin I.A., Kirpichjov I.V., Maslov L.B., Vihrev S.V. // Fundamental research. – 2013. – No 7. – P. 328-333.

Поступила (received) 5.06.2015