

Н.В.ГРЕЧИХИНА; В.Г.СУКИАСОВ, канд.техн.наук; НТУ «ХПИ»

МОДЕЛИРОВАНИЕ И ЧИСЛЕННЫЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ФРАГМЕНТА ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

Наведено результати порівняльного аналізу напруженого стану хребта в нормальному стані та при наявності фіксатора. Розрахунки виконано методом скінчених елементів в тривимірній постановці. Критерієм для зіставлення є рівень напруженого стану хребця та фіксатора під дією фізіологічного навантаження.

The comparative analysis results of stress state of spine in the normal state and with fixing are presented. Calculations are executed by finite element method in three-dimensional statement. Criterion of the comparison is the stress state level of vertebra and fix by physiological loading.

Стабилизация позвоночника при помощи металлических имплантатов используется в медицине с начала XX века. В настоящее время широко применяются различные виды транспедикулярных аппаратов и протезов межпозвоночных дисков. Среди предъявляемых к ним требований главными являются высокая коррозионная стойкость и прочность, а также биологическая инертность материала [1].

Назначение имплантата состоит в выполнении функций отсутствующего межпозвоночного диска, в том числе обеспечение целостности позвоночного столба в сочетании с его подвижностью. В условиях совместной работы имплантата с позвонком напряжения достигают максимальных значений в местах их крепления друг к другу, что может стать причиной разрушения костной ткани. В связи с этим перспективным представляется использование сплавов с низким модулем упругости, в частности, на основе титана (70–80 ГПа). Кроме того, предпринимаются попытки изменения конструкции имплантатов введением в них различных вырезов, изгибов с целью снижения жесткости. Однако при этом повышается риск их разрушения в результате концентрации напряжений [2,3].

Среди известных в настоящее время конструкций протеза межпозвоночного диска заслуживает внимания показанная на рис. 1 [4,5].

Имплантат состоит из двух металлических пластин, которые с помощью выступов крепятся своими тыльными поверхностями к соседним позвонкам. Между обращенными друг к другу профилированными лицевыми поверхностями заключен керамический вкладыш. Рабочие поверхности вкладыша имеют форму сферического купола, на лицевых поверхностях пластин имеется соответствующее углубление. В сборе имплантат препятствует взаимному смещению позвонков в поперечном направлении и обеспечивает подвижность за счет скольжения по поверхностям контакта пластин с вкладышем.

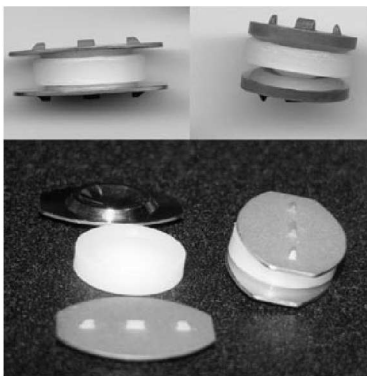


Рисунок 1 – Конструкция протеза

Простота конструкции в сочетании с большой поверхностью восприятия нагрузки обеспечивают высокую надежность такому имплантату и выгодно отличают его от применявшихся ранее. Поскольку данная модель является относительно новой, в настоящее время в литературе отсутствует подробное описание фиксации позвонков с помощью такой конструкции, а также не приводятся характеристики восприятия физиологических нагрузок при использовании данного протеза. Изучению последнего из названных вопросов посвящена настоящая работа.

Объектом исследования является фрагмент позвоночника, состоящий из двух соседних позвонков, под действием осевой сжимающей нагрузки. В нормальном состоянии позвонки отделены друг от друга межпозвоночным диском из хрящевой ткани. Хрящевые прослойки имеются также в местах, где позвонки сопряжены посредством отростков. При отсутствии межпозвоночного диска на его место устанавливается протез описанной выше конструкции.

Цель расчетов состоит в теоретическом изучении восприятия осевого сжатия фрагментом позвоночника в нормальном состоянии и с имплантатом, а также в сопоставлении различных конструктивных решений имплантата с точки зрения уровня напряженного состояния. При расчетном анализе сборки с протезом возможно упрощающее предположение о полном сцеплении пластин и вкладыша (двусторонний контакт), либо учет фактической возможности взаимного скольжения и неполного прилегания деталей протеза (односторонний контакт), что делает задачу нелинейной. В этой связи, наряду с упомянутыми выше, ставится цель сопоставления результатов, полученных на основе этих двух подходов.

Эффективным средством численного анализа статического деформирования тел и конструкций сложной геометрии является метод конечных элементов. При этом одной из возможных технологий подготовки расчетной схемы является создание объемной модели средствами твердотельного моделирования с последующей дискретизацией на конечные элементы. Для реализации поставленной задачи были построены расчетные модели объектов исследования: позвонок, межпозвоночный диск, хрящевая прослойка в зоне стыка отростков, протез из двух профилированных пластин и вкладыша. Модель позвонка является расчетной, поэтому имеет значительные упрощения в виде игнорирования округлений, выемок и некоторых выступов. Модели протезов строились без упрощения геометрии.

Эффективность применения протеза оценивалась с точки зрения уровня

напряженного состояния рассматриваемых моделей при соединении позвонков межпозвоночным диском, как показано на рис. 2, а также двумя модификациями протеза, представленными на рис. 3. Эти модификации отличаются формой выступов для крепления к позвонку: в виде четырехугольной пирамиды (протез 1) и в виде конуса (протез 2).

Необходимые для расчетов механические характеристики материалов приведены в таблице [6].

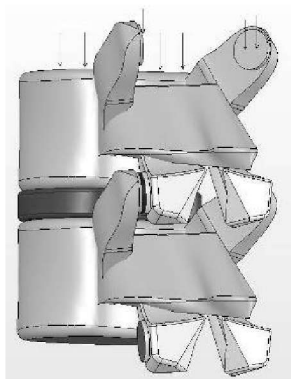


Рисунок 2 – Фрагмент позвоночника в нормальном состоянии

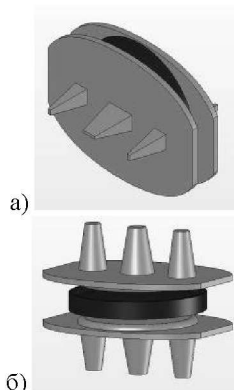


Рисунок 3 – Протез 1 (а) и протез 2 (б)

Материал	Модуль упругости E , МПа	Коэффициент Пуассона ν	Предел прочности $\sigma_{\text{в}}$, МПа
Кортикальная кость	6900	0,29	≈ 100
Межпозв. диск, хрящ	50	0,35	–
Титановый сплав	196100	0,30	1200
Керамика	200000	0,27	1000

Для дискретизации исследуемых объектов применен 10-узловой тетраэдральный элемент с 3-мя степенями свободы в каждом узле. На рис. 4 показана разбивка частей конструкции на конечные элементы (далее – КЭ). Число КЭ всей модели составляет порядка 263 тыс. Сжимающая нагрузка вдоль оси позвоночника, суммарно составляющая 600 Н, прикладывается к верхнему позвонку (см. рис. 2), равномерно распределяясь между теми поверхностями на теле позвонка и остистых отростков, где данный позвонок стыкуется с соседним. Соответствующие поверхности нижнего позвонка считаются закрепленными, что исключает жесткое смещение модели.

Задача статического анализа фрагмента позвоночника в нормальном состоянии либо при наличии протеза, в предположении о двустороннем контакте его деталей, является линейной и решается за один шаг нагружения.

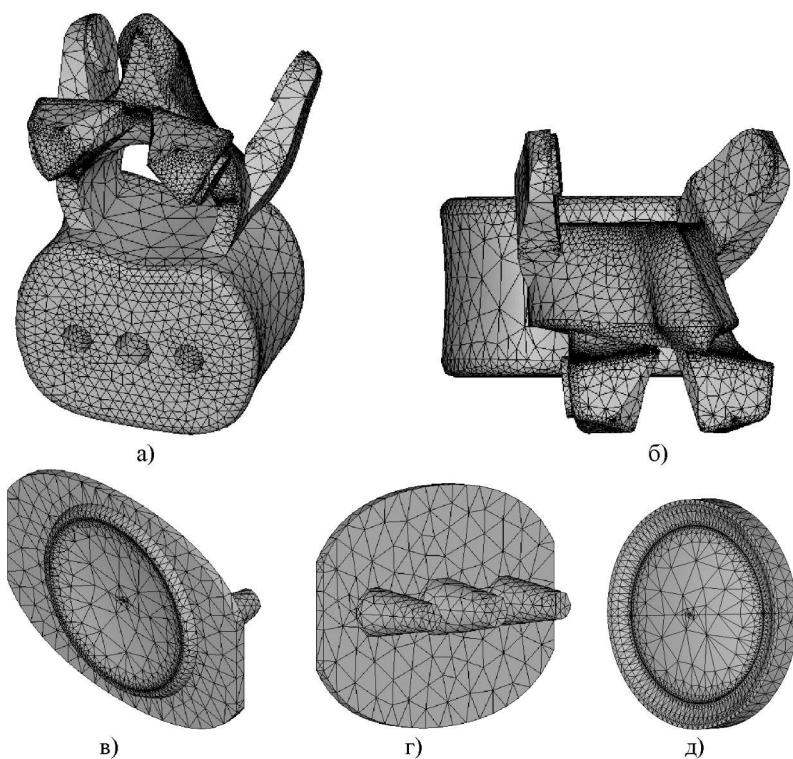


Рисунок 4 – КЭ разбивка конструкции (а, б – позвонок, в, г – пластина с выступами, д – вкладыш)

При этом решение системы линейных алгебраических уравнений для отыскания узловых неизвестных осуществляется методом сопряженных градиентов.

Некоторые результаты расчетов в виде полей интенсивностей напряжений приведены ниже. В частности, рис. 5 иллюстрирует напряженное состояние модели фрагмента позвоночника в нормальном состоянии. Наличие местных максимумов напряжений в зоне примыкания отростков к телу позвонка обусловлено концентрацией напряжений вследствие упрощенности геометрии модели (отсутствия округлений). Средние напряжения в позвонках, без учета локальных областей концентрации (в пределах 2-3 КЭ), не превышают 60 МПа. В протезе наиболее нагруженной является область сопряжения выступов и пластины. При этом сопоставление данных на рис. 6 и 7, полученных в предположении о двустороннем контакте деталей протеза, позволяет считать конусные выступы для крепления к позвонку более предпочтительными в сравнении с выступами пирамидальной формы, в виду более низкого уровня напряженного состояния. В связи с этим последующие результаты (в

том числе решение контактной задачи) приведены для протеза с конусными выступами.

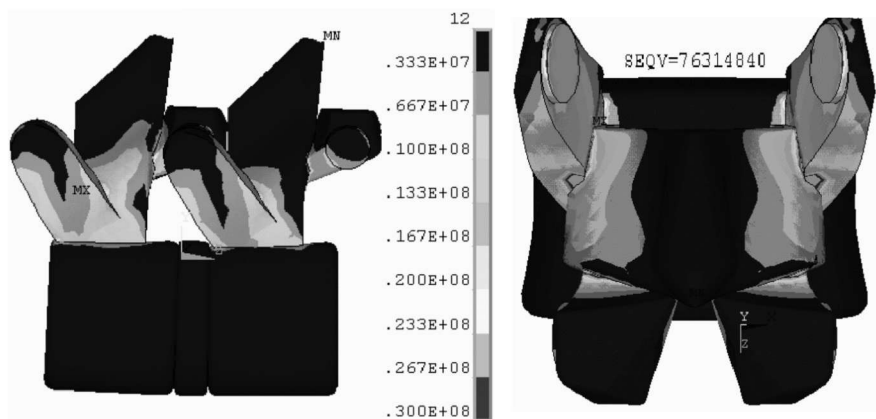


Рисунок 5 – Напряженное состояние модели с межпозвоночным диском

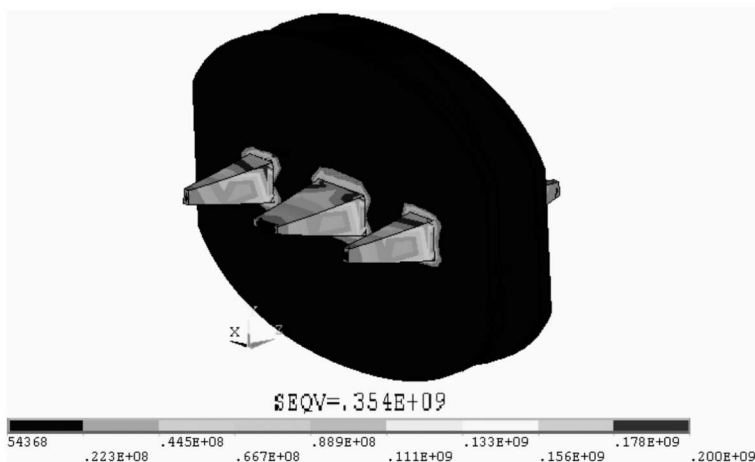


Рисунок 6 – Напряженное состояние протеза 1 без учета контакта

При решении нелинейной задачи об одностороннем контакте деталей протеза используется расширенный метод Лагранжа, представляющий собой последовательность уточнений штрафных функций в процессе отыскания неопределенных множителей. Роль неопределенных множителей Лагранжа играют контактные реакции (нормальная и тангенциальные составляющие), подсчитываемые итерационно в каждом элементе. Трение в области контакта описывается законом Кулона. Для поиска узловых неизвестных применяется итерационная процедура Ньютона-Рафсона. При этом нагрузки разбиваются

на серию приращений, которые могут прикладываться за несколько шагов нагружения. Решение контактной задачи требует создания контактных пар, включающих специализированные конечные элементы для имитации взаимодействия двух деформируемых тел. Для деталей протеза созданы контактные пары типа «поверхность-поверхность», представленные на рис. 8.

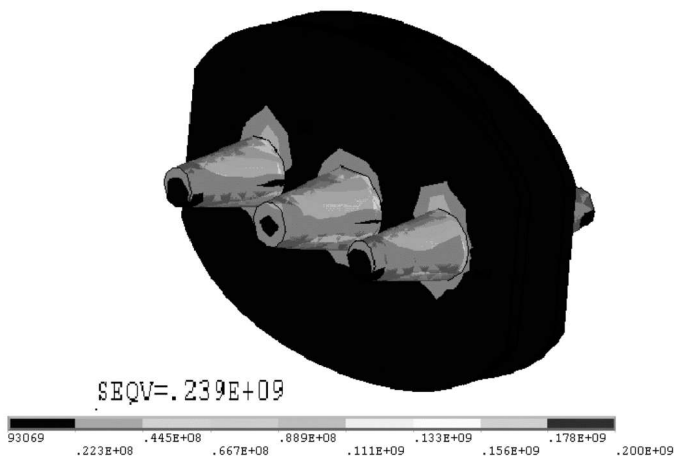


Рисунок 7 – Напряженное состояние протеза 2 без учета контакта

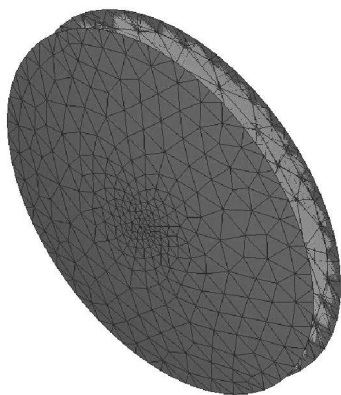


Рисунок 8 – Контактные пары протеза

Показанные на рис. 9 - 12 для задачи анализа фрагмента позвоночника с имплантатом поля напряжений демонстрируют различие результатов, полученных на основе двух подходов: в предположении двустороннего либо одностороннего контакта деталей протеза.

Согласно расчетам, наибольшая интенсивность напряжений составляет:

- а) для модели с межпозвоночным диском около 30 МПа в позвонках;
- б) для модели с протезом без учета контактного взаимодействия около 100 МПа в позвонках и 253 МПа в протезе;
- в) для модели с протезом с учетом контактного взаимодействия около 95 МПа в позвонках и 70 МПа в протезе.

Проведенные исследования показали преимущество крепления протеза с помощью конусных выступов по сравнению с выступами пирамидальной формы, что позволяет снизить уровень напряжений и за счет этого уменьшить



Рисунок 9 – Напряженное состояние модели с протезом без учета контакта



Рисунок 10 – Напряженное состояние модели с протезом, контактная задача

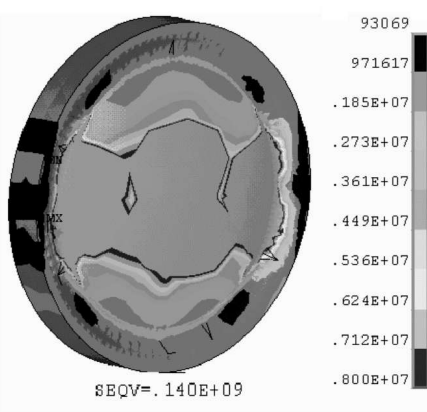
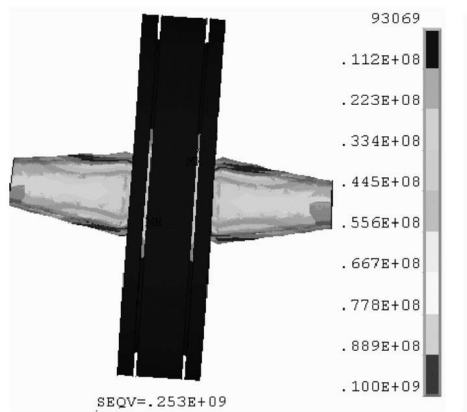


Рисунок 11 – Напряженное состояние протеза 2 без учета контакта

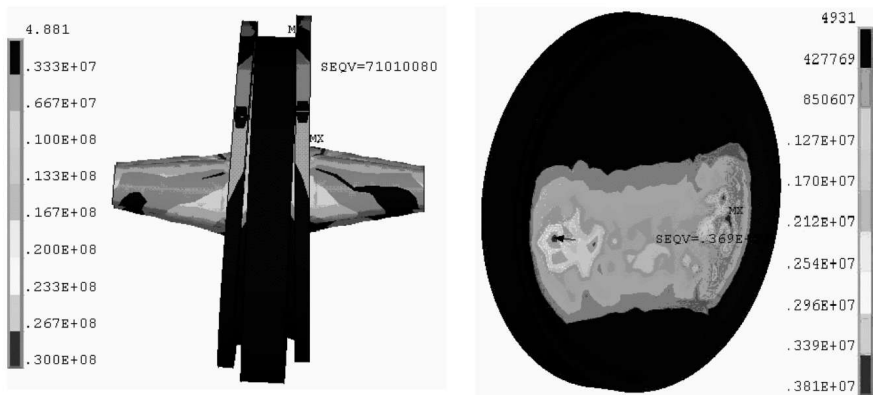


Рисунок 12 – Напряженное состояние протеза 2 с учетом контакта

травмируемость позвонков. Кроме того, очевидна необходимость учета контактного взаимодействия при решении задач подобного рода, поскольку упрощенный подход заметно искажает картину напряженно-деформированного состояния, которое является определяющим фактором для прогноза развития неблагоприятных эффектов в костных тканях с течением времени. Полученные результаты могут служить базой для последующих расчетов с целью оптимального планирования фиксации позвонков при наличии патологии межпозвоночного диска.

Список литературы: 1. Берснев В.П., Давыдов Е.А., Кондаков Е.Н. Хирургия позвоночника, спинного мозга и периферических нервов. – СПб: Специальная литература, 2004. – 368 с. 2. Грунтовский Г.Х. Обоснование и клиническое применение керамических имплантатов при хирургическом лечении некоторых заболеваний и повреждений опорно-двигательного аппарата: Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – Харьков, 1990. – 28 с. 3. Хачин В.Н., Пушин В.Г., Кондратьев В.В. Никелид титана: Структура и свойства. – М.: Наука, 1992. – 160 с. 4. Грунтовский Г.Х. Первично-стабильный спондилодез эндопротезами из корундовой керамики у больных остеохондрозом поясничного отдела позвоночника // Остеохондроз позвоночника. – М., 1992. – С. 18-23. 5. Корж А.А. Биомеханическое обоснование эндопротезирования позвоночника при поясничном спондилодезе / А.А.Корж, Н.И.Хвостюк, Е.М.Маковоз и др. // Современные проблемы биомеханики. – Рига, 1997. – Вып. 4. – С. 144-168. 6. Березовский В.А., Колотилев Н.П. Биофизические характеристики тканей человека. – К.: Наукова думка. 1990. – 224 с.

Поступила в редакцию 20.11.07