

РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИИ МЕЖТЕЛОВОГО СПОНДИЛОДЕЗА НА ОСНОВЕ МОДЕЛИРОВАНИЯ НАПРЯЖЕННО- ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ИМПЛАНТАТОВ

Проведена разработка 3D моделей межтеловых имплантатов и взаимодействующих с ними тел поясничных позвонков, а также выполнен их расчет с использованием усовершенствованной модели конечных элементов.

Обстоятельно проводился анализ таких вариантов конструктивных выполнений: форма кейджа (призматический, клиновидный и овальный).

Проведенные исследования свидетельствуют о том, что разные формы имплантатов приводят к значительному перераспределению напряжения и деформаций. В связи с этим, при проектировании новых конструкций этот факт должен обязательно учитываться. Конструкция имплантатов клиновидной и овальной формы может считаться наиболее перспективной при создании анатомически адаптированного кейджа для PLIF.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов, кейджи для PLIF.

Введение

Современная послеоперационная реабилитация больных с дегенеративными заболеваниями позвоночника предусматривает адекватную декомпрессию и стабилизацию пораженного сегмента позвоночника [1,2]. При достижении этого результата возможно применение расширенного арсенала реабилитационных мероприятий и проведение их в более ранние сроки (в нашей клинике это 6-8 недель после декомпрессиивно-стабилизирующих операций на поясничном отделе позвоночника) [1].

По современным стандартам декомпрессиивно-стабилизирующие операции при дегенеративных заболеваниях позвоночника должны включать в себя декомпрессию невральных структур, межтеловую стабилизацию (создание межтеловой опоры) и задний спондилодез [2,3]. Данная работа посвящена изучению напряженно-деформированного состояния межтеловых имплантатов при заднем межтеловом спондилодезе.

Имплантаты для стабилизации позвоночника должны обладать достаточно высокими прочностными характеристиками, чтобы противостоять воздействию постоянных (статических) и динамических нагрузок, и, в то же время, механические характеристики материалов из которых они изготавливаются (например, твердость) должны быть сравнимы с характерис-

тиками кости [2,3,6]. Несмотря на разработанные в последние годы новые материалы, используемые в хирургии позвоночника, такие как гидроксилапатит, РЕЕК, тантал и др, применение в качестве имплантатов конструкций из титановых сплавов открыло новую перспективную эру в вертебологии, так как они отвечают многим требованиям «идеальных» имплантатов [2,3,7,8].

Все многообразие поясничных межтеловых имплантатов, по способам имплантации и по конструктивным особенностям можно разделить на следующие большие группы [2,3]:

По способам имплантации:

- **система ALIF** – передняя поясничная межтеловая фиксация;
- **система PLIF** – задняя поясничная межтеловая фиксация;
- **система TLIF** – трансфораминальная поясничная межтеловая фиксация (последняя версия **UnTLIF**).

По конструктивным особенностям (дизайну):

- резбовые имплантаты (цельные и полые);
- нерезбовые (полноконтактные и открытые).

Один из первых кейджей был разработан ортопедом George Bagby (по совместительству ветеринаром) [10]. Его конструкция представляла собой перфорированный стальной цилиндр, заполненный костью. Данный имплантат первоначально предназначался им для лечения “шейного синдрома качания” у лошадей. Дегенеративная нестабильность шейного отдела позвоночника приводила к спинальным нарушениям, и, как следствие, необходимости усыпления лошади.

После того как Bagby в 1984 г. представил свою работу клинической аудитории на конференции Североамериканского вертебрологического общества в Канаде, ряд клинических врачей, включая Kuslik, Michaelson, Ray и других, разработали различные версии основной конструкции Bagby [10].

Исследования по применению кейджей из титана у больных было начато в 1989г. К 1996г наиболее перспективные конструкции были одобрены Фармакологическим комитетом США

(Food & Drug Administration) для стандартного использования при определенных показаниях, но с хирургической точки зрения возник ряд серьезных вопросов.

1. Могут ли кейджи использоваться как “автономные” устройства фиксации?
2. Насколько жесткой является стабилизация?
3. Какие конструкции являются лучшими?

Анализ данных литературы свидетельствует о том, что с биологической и биомеханической точки зрения наиболее предпочтительными являются нерезьбовые призматические кейджи концепции “открытого окна” [2, 3].

В последние годы, благодаря своей информативности, при моделировании стабилизирующих оперативных вмешательств на позвоночнике все большее распространение получил метод конечных элементов (Радченко В. А. и др., 2002) [4, 9]. Представленные в литературе результаты биомеханического моделирования показывают реальные возможности данного метода при разработке новых оперативных технологий по сегментарной стабилизации позвоночника [4, 9].

Цель работы

Изучение напряженно-деформированного состояния (НДС) межтелового имплантата и его стабилизирующих свойств в зависимости от формы имплантата.

Материалы и методы

Трехмерные модели различных вариантов кейджей концепции «открытого окна» и блоков двигательных сегментов позвоночника (рис. 1) созданы в SolidWorks; моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния блоков под нагрузкой выполнены с использованием пакета конечно-элементного анализа CosmosDesignStar (рис. 2).

Анализ напряженно-деформированного состояния моделей выполнен при следующих условиях нагружения: сжимающая нагрузка, равномерно распределенная по поверхности позвонка, принята равной $p_y = 0.5$ МПа, что, с учетом площади поверхности позвонка, прибли-

женно соответствует величине сосредоточенной силы $F_y = 800$ Н; аналогично, для сдвигающей нагрузки принято $p_x = 0.25$ МПа ($F_x = 400$ Н).

Использовалась нелинейная упругопластическая модель материала замыкательных пластинок позвонков, при этом учтенная величина начального модуля упругости принималась равной $E = 17760$ МПа, а коэффициент Пуассона – $\mu = 0.29$. Механические характеристики моделей кейджей соответствовали характеристикам титанового сплава BT1-0.

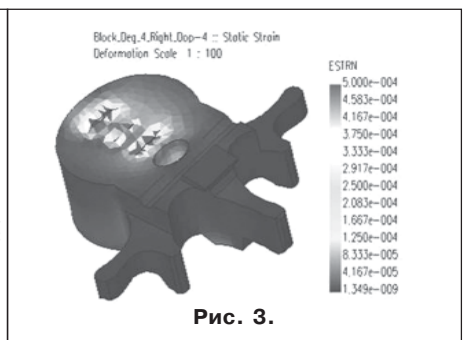
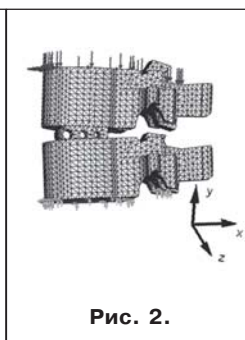
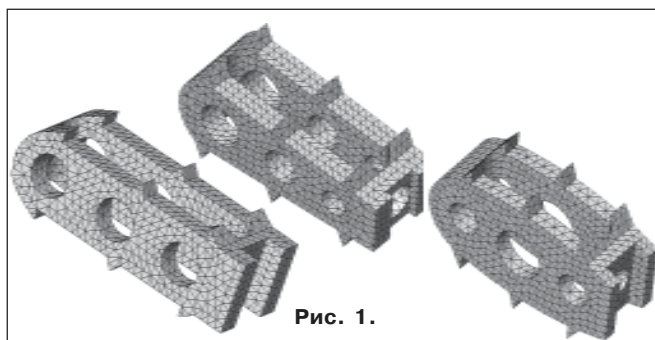
Для каждого варианта блока (в зависимости от конструкции кейджа) задача решалась в нелинейной постановке с учетом возможных “больших” деформаций и перемещений узлов сетки конечных элементов по следующей схеме нагружения: первоначально производился процесс сжатия, а в дальнейшем – сжатие блоков со сдвигом по отношению друг к другу.

Напряженно-деформированное состояние блоков позвоночно-двигательных сегментов с различными по форме кейджами оценивалось по результатам анализа распределений различных параметров: нормальных и касательных напряжений, эквивалентных напряжений в форме Мизеса, линейных, угловых и эквивалентных деформаций. Анализ производился как визуально (по картинам распределения параметров в элементах блоков), так и по их численным значениям в выбранных узлах сетки конечных элементов. Отдельно исследовались модели блоков с призматическими кейджами, имеющими углы клина от 0° до 8° с шагом 1° .

Результаты и их обсуждение

Установлено, что деформации и напряжения разного вида на поверхностях элементов блоков распределены крайне неравномерно и их численные значения резко увеличиваются, достигая экстремальных величин в областях входа зубцов в замыкательные пластинки (рис.3).

С одной стороны – это способствует внедрению зубцов в замыкательные пластинки и обеспечивает надежную фиксацию кейджа, с другой стороны – это может привести к глобальной по-



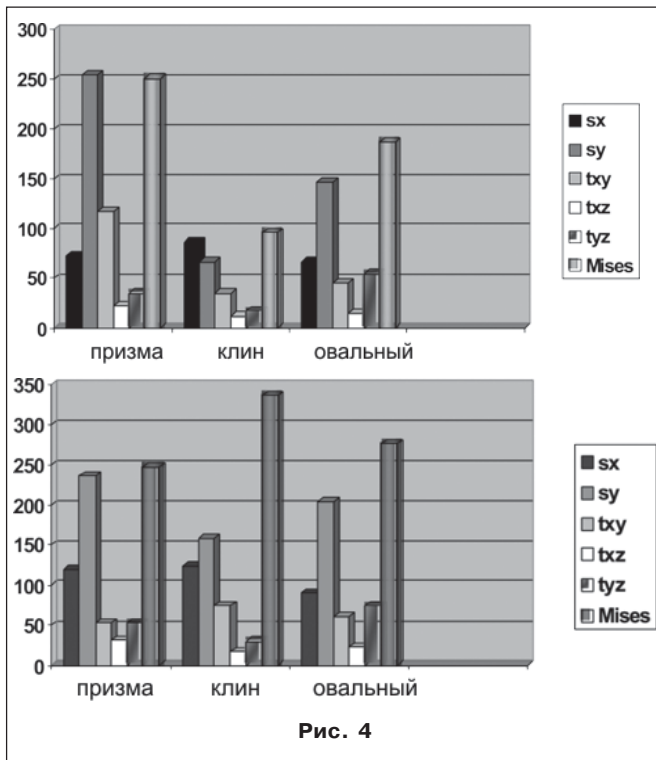


Рис. 4

тере прочности замыкательной пластинки и «проваливанию» кейджа внутрь позвонка. Одним из путей разрешения данного противоречия является рационализация конструкции кейджа.

Таким образом основные требования, предъявляемые к конструкции кейджа, должны обеспечить его наилучшую опорность при действии сжимающих нагрузок и исключить возможность миграции при действии сдвигающих нагрузок [5, 9].

Анализ экстремальных напряжений в элементах блоков показывает, что с этих точек зрения овальные кейджи имеют преимущества в соответствии с первым из приведенных критериев, клиновидные – со вторым. При этом увеличение высоты зубцов на опорной поверхности кейджа эти преимущества усиливает.

Анализ диаграмм, представленных на рис. 4, показывает, что клиновидные и овальные кейджи нагружаются более равномерно, чем призматические.

На рис. 5 (а, б, в) отчетливо видно, что при нулевом угле клина зоны интенсивности напряжений в кейдже максимальны в областях располо-

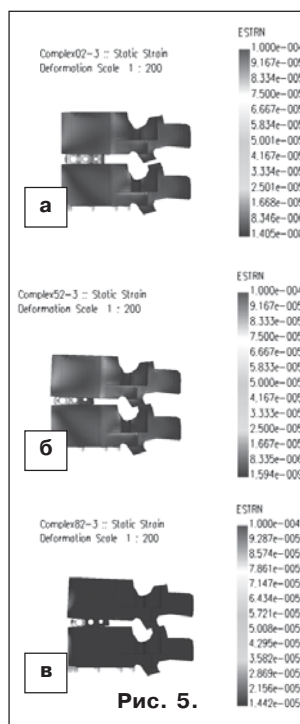


Рис. 5.

жения внешних зубьев, а с увеличением угла смещаются в области расположения передних зубьев. При этом угол наклона позвонков по отношению друг к другу в первом случае практически не изменяется. С увеличением угла клина позвонки поворачиваются на все больший угол.

Можно предположить, что деформационные картины элементов блоков изменятся при изменении моделей нагружения и закрепления. Кроме того, их изменения возможны при более точном моделировании формы позвонков, а также при различных вариантах расположения кейджа на поверхности позвонка.

Анализ численных значений напряжений, деформаций и перемещений в узлах сетки конечных элементов модели позволил сделать следующие заключения:

- угол клина кейджа оказывает существенное влияние на перераспределение напряжений и деформаций как в кейдже, так и в элементах позвонков;
- существует некоторый оптимальный угол, соответствующий определенной величине нагрузки и характеру ее распределения (для исследованной модели с заданными параметрами такой угол близок к 4–5°). Можно предположить, что оптимальный угол клина может быть рассчитан для каждого позвоночно-двигательного сегмента с учетом его состояния на момент операции;
- клиновидные кейджи способны обеспечить первичную стабилизацию сегмента при сохранении высоты и формы межтелового промежутка.

В клинике ортопедии и травматологии Крымского медицинского университета задний межтеловой спондилодез на пояснично-крестцовом отделе позвоночника металлокерамическими клиновидными имплантатами и задней транспедикулярной фиксацией, с углом расхождения опорных граней кейджей 5° выполнен у 120 больных. Рентгенометрические исследования отдаленных результатов этих вмешательств на протяжении 8 лет показали, что потери коррекции по высоте диска составили 11,3%, по сегментарному углу – 9,8%, при отсутствии дестабилизации оперированного сегмента и миграции имплантатов. Данная стабильная фиксация обеспечивает оптимальные условия для проведения ранней комплексной реабилитации больных с дегенеративными заболеваниями позвоночника.

Выводы

Анализ полученных результатов позволил разработать обоснованную стратегию проектирования и производства анатомически адаптированных конструкций кейджей, обладающих спек-

тром положительных характеристик в сравнении с используемыми в медицинской практике. В частности, перспективными конструкциями для заднего межтелового спондилодеза на поясничном отделе позвоночника можно считать клиновидные и овальные кейджи с углом расхождения опорных поверхностей порядка 4–5°, которые способны обеспечить наилучшую опорность при действии сжимающих нагрузок и исключают возможность миграции при действии сдвигающих нагрузок.

Литература

1. Брехов А.Н. Основные принципы реабилитации больных с тяжелыми формами поясничного остеохондроза после минимально инвазивных хирургических вмешательств // Вестник физиотерапии и курортологии 2002. – №1. – С.53-56.
2. Брехов А. Н., Елисеев С. Л. Эволюция заднего межтелового спондилодеза в хирургическом лечении поясничного остеохондроза – современные взгляды и перспективы развития // Укр. журн. малоинвазивной и эндоскопической хирургии – 2001. – Vol. 5, № 4. – С. 31–35.
3. Елисеев С. Л. Микрохирургическая дискэктомия и задний межтеловой спондилодез в лечении поясничного остеохондроза. Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2001. – № 2. – С. 61–64.
4. Радченко В. А., Шимон В. М., Ткачук Н. А. Конечно-элементные модели для определения жесткости и прочности имплантатов из гидроксилалатитной керамики // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2002. – № 3. – С. 61–64.
5. Krishna M, Pollock R.D., Bhatia C. Incidence, etiology, classification, and management of neuralgia after posterior lumbar interbody fusion surgery in 226 patients. Spine J. 2008;8. -P.374–379.
6. Mummaneni P.V., Haid R.W., Rodts G.E. Lumbar interbody fusion: state-of-the-art technical advances. J Neurosurg Spine. 2004;1. – P.24–30.
7. Resnick DK, Choudhri TF, Dailey AT, et al. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 8: lumbar fusion for disc herniation and radiculopathy. // J. Neurosurg Spine. 2005;2. – P.673–678.
8. Resnick D.K., Choudhri T.F., Dailey A.T., et al. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 1: introduction and methodology. J Neurosurg Spine. 2005. 2. – P.637–638.
9. Schmidt H., Heuer F., Drumm J., Klezl Z., et al. Application of a calibration method provides

more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment // Clinical Biomechanics. 2007. Vol. 22., Iss. 4. – P. 377-384.

10. www.w3.org/TR/REC-htm140.- «TheBurton Report» Техническая информация издания.

Резюме

О.М.Брехов, О.М.Поляків, М. І.Калінін, С.Л.Елісеєв, П.В.Ващенко, О.В.Коваленко, Г.М.Суліма, В.В.Волков, С.О.Долгий

Розробка технології міжтілового спонділодезу на основі моделювання напружено-деформованого стану імплантатів

Проведена розробка 3D моделей міжтілових імплантатів і взаємодіючих з ними тіл крижових хребців, а також виконано їх розрахунок з використанням удосконаленої моделі кінцевих елементів.

Докладно проводився аналіз таких варіантів конструктивних виконань: форма кейджа (призматичний, клиноподібний і овальний).

Проведені дослідження свідчать про те, що різні форми імплантатів призводять до значного перерозподілу напруження та деформацій. У зв'язку з цим при проектуванні нових конструкцій цей факт повинен обов'язково враховуватися. Конструкція імплантату клиноподібної і овальної форми може вважатися найбільш перспективною при створюванні анатомічно адаптованого кейджа для PLIF.

Ключові слова: напружено-деформований стан, метод кінцевих елементів, кейджи для PLIF.

Resume

A. N.Bryekhov, A. M.Polyakov, M. I.Kalinin, S.L.Eliseev, P.V.Vaschenko, A.V.Kovalenko, G.M.Sulima, V.V.Volkov, S. A.Dolgiy

Technology working out of interbody spondylodesis on the basis of implants deflected mode modeling

Exploitation of 3D models of interbody implants and vertebra bodies of lumbar spine, interacting to them, is conducted, and also their calculation is made with usage of improved final elements model.

Following constructive versions were analyzed explicitly: the form of cage (prismatic, wedge-shaped and sphenoid).

Test researches testify that different forms of implants result to substantial repartition of pressure and deformations inside of cages and vertebra bodies. In this connection, this fact should necessarily be allowed at designing of new constructions. Sphenoid form of implant can be considered as most perspective at creation of anatomically adapted cage for PLIF.

Key words: deflected mode, finite element method, cage for PLIF