

ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО КЕЙДЖА ПОСЛЕ ВЕНТРАЛЬНОЙ ДЕКОМПРЕССИИ ПРИ ДЕГЕНЕРАТИВНЫХ СТЕНОЗАХ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

М.Дж. Абакиров, Р.Р. Абдрахманов, А.А. Артемьев, А.Е. Мадер, А.А. Ахпашев

Кафедра травматологии и ортопедии, Кафедра травматологии, ортопедии и артрологии ФПК МР, Российский университет дружбы народов, Москва, Россия

Успешное использование более 10-ти лет цилиндрического титанового кейджа после передней декомпрессии при дегенеративных заболеваниях поясничного отдела позвоночника, а также отсутствие обоснования для его применения, позволило нам провести математическое моделирование с использованием методов конечных элементов. За 10 лет мы прооперировали более 1200 пациентов с первичным стенозом позвоночного канала, вызванным грыжами диска, гипертрофией элементов позвоночника, и при повторных операциях - при синдроме неудачно оперированного позвоночника.

Ключевые слова: дегенеративный стеноз, декомпрессия, стабилизация, кейдж, фиксатор, математический анализ.

REASONING FOR THE USE OF A CYLINDRICAL CAGE AFTER VENTRAL DECOMPRESSION OF LUMBAR SPINE DEGENERATIVE STENOSIS

M. Abakirov, Abdrakhmanov R.R., Artem'ev A.A., Mader A.E., Akhpashev A.A.

Peoples' Friendship University of Russia, subdepartment of trauma, orthopedics and arthrology of Advanced Training Faculty, Moscow, Russia

Successful use in over 10 years of cylindrical titanium cages after anterior decompression for degenerative diseases of the lumbar spine, and the lack of justification for its use, led us to carry out mathematical modeling using finite element methods. For 10 years we have operated on more than 1200 patients with a primary spinal canal stenosis caused by disc herniation, hypertrophy of the elements of the spine, and at reoperation for failed back surgery syndrome.

Key words: degenerative stenosis, decompression, stabilization, cage clamp, mathematical analysis.

Введение. В течение 10 лет в вентральной декомпрессии успешно используются цилиндрические титановые кейджи при дегенеративных стенозах поясничного отдела позвоночника, и отсутствие обоснования к его использованию, подвело нас к проведению математического моделирования с использованием методов конечных элементов. За период с 2004 по 2011 год нами было проопери-

ровано 92 больных с дегенеративным стенозом поясничного отдела позвоночника и 52 больных – с «синдромом неудачно оперированного позвоночника». Оперативное вмешательство выполняли по методу Доценко-Загороднего с использованием цилиндрических имплантатов. Подробно данная методика описана в результатах работы Доценко В.В. с соавторами [1].

Целью данной работы является обоснование применения цилиндрического кейджа при вентральной декомпрессии с использованием конечно-элементного моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) изучаемой биомеханической системы (БМС). При исследовании элементов биомеханических систем приходим к задаче анализа напряженно-деформированного состояния пространственных конструкций, состоящих (с точки зрения механики деформированного твердого тела) из областей, занимаемых массивными телами, оболочками, нитевидными телами и т. д. К первым относятся тела опор (титановый кейдж, трабекулярная костная ткань). К оболочечным можно отнести боковую поверхность опоры, нижнюю и верхнюю замыкательные пластины. Нитевидные элементы могут использоваться при моделировании связок, мышц и т.д. [2].

Элементы биомеханических систем имеют 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 [6], 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 он позволяет распространить принципы расчета 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, 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, характеризующиеся 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 [5].

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 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.

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 цилиндрическим кейджем, с целью до-

стоверного 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 взаимосоприкасающихся элементов; многообразии режимов эксплуатации и условий нагружения; сложные и резко отличающиеся физико-механические свойства элементов БМС [3].

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 ци-



Рис. 1.

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

линдрического кейджа 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 цилиндрических кейджей. Рассмотрим этапы решения задачи.

1. Расчетная схема биомеханической системы. В качестве базовой расчетной схемы рассмотрим систему, представленную на рис. 1.

На сегмент позвоночника из одного элемента цилиндрического кейджа действует тестовая система силовых факторов: вертикальное усилие и изгибающий момент в сагитальной плоскости. Данная система сил соответствует системе сил, прикладываемых при расчетно-экспериментальном исследовании НДС элементов биомеханических систем в работах [4]. Свойства материалов представлены в табл. 1. Геометрические параметры элементов исследуемой системы приведены на рис. 1. Все фигурирующие на рис. 1 параметры сегмента L5-S1 поясничного отдела позвоночника являются заданными в процессе каждого исследования.

2. Конечно-элементная модель исследуемой биомеханической системы создается на основе геометрической модели сегмента позвоночника L3-S1, созданной в CAD-системе SolidWorks. Сама конечно-элементная разбивка осуществлена в системе MSC/NASTRAN.

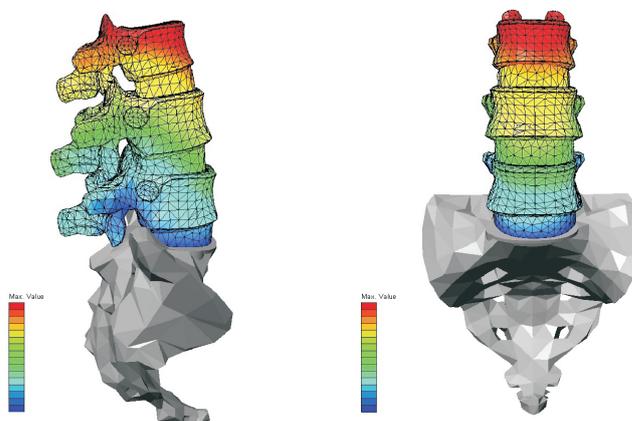


Рис 2. Расчет модели позвоночника в нормальных условиях

Расчеты показывают, что максимальное перемещение возникает в верхнем позвонке, минимальное перемещение – в нижнем позвонке.

Из расчетов видно, что несмотря на то, что нагрузка на позвоночник дается такая же как и в случае с позвоночником без импланта, самое большое перемещение возникает в ниж-

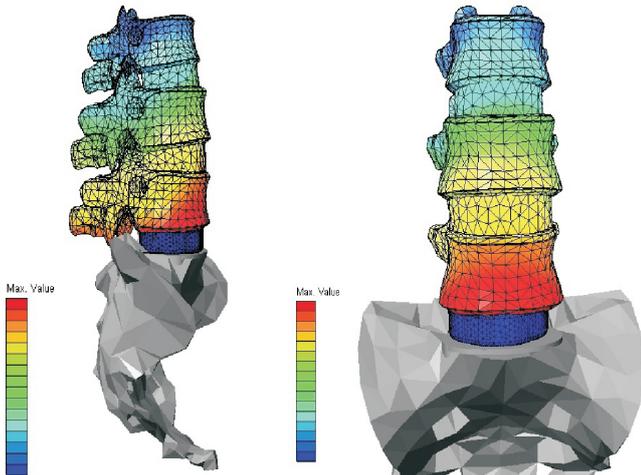


Рис. 3. Расчет модели позвоночника с раскливающим межтеловым имплантом (сравнение).

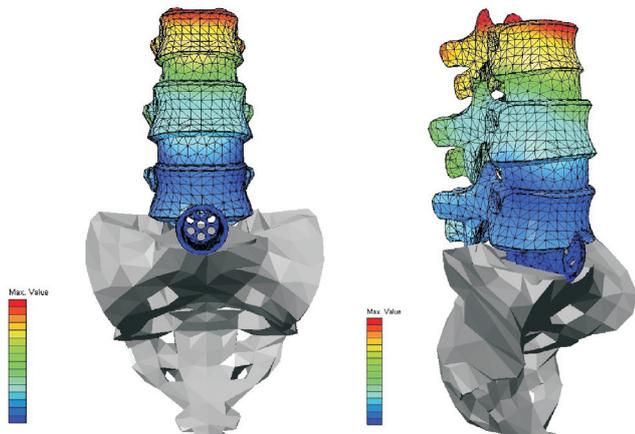


Рис. 4. Расчет модели позвоночника с одним кейджем

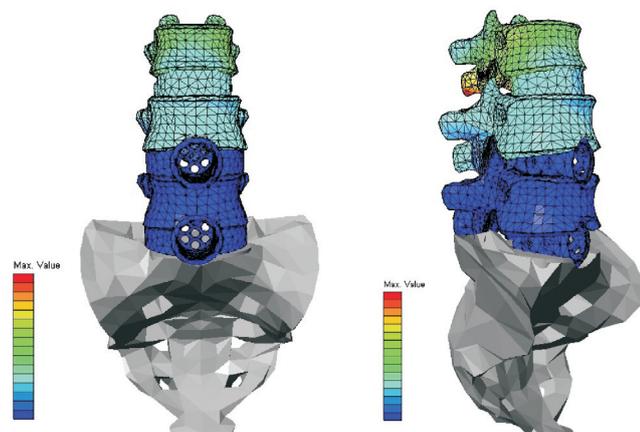


Рис. 5. Расчет модели позвоночника с двумя кейджами

нем позвонке. Это происходит из-за вбивания импланта, т.е. межтелового расклинивающего корпородеза, при этом позвоночник, находящийся над имплантом перемещается вверх (рис. 3). Необходимо учитывать, что на позвоночник сверху давит сила и снизу (от импланта) происходит сжатие (перегрузка) межпозвоночных дисков, что приводит к дегенерации вышележащих дисков.

Из расчета видно, что позвоночник с кейджем испытывает практически такие же перемещения (равномерные), что и позвоночник без имплантата (рис. 4). Значения отличаются из-за того, что вместо нижнего диска вворачивается кейдж, который не сжимается и не перемещается, в отличие от естественного диска. Данный метод более предпочтителен, поскольку, в отличие от метода с имплантатом, на позвонки действует только нагрузка сверху (как и в здоровом позвоночнике), что не ведет к дегенерации вышестоящих дисков.

Такой же эффект мы можем видеть при использовании цилиндрических титановых кейджей при двухуровневом поражении (рис. 5).

В наших наблюдениях после проведенной операции вентральной декомпрессии с использованием цилиндрических титановых кейджей в течение 10 лет, на основании отдаленных результатов, а также рентгенологических, КТ и МРТ данных, мы пришли к выводу, что за счет адекватной декомпрессии путем краевой резекции прилегающих тел позвонков с созданием резервного пространства для нервных корешков, использование данных имплантов не приводит к ожидаемому восстановлению высоты межтелового пространства. При изучении отдаленных результатов с использованием цилиндрических титановых имплантов при схожих патологиях было установлено, что развитие проблем на смежных уровнях ПДС уменьшается в разы. Это объясняет тот факт, что мы отмечаем единичные случаи повторного обращения больных с этой проблемой. Как объясняются такие результаты?

Была выдвинута гипотеза, которая нашла отражение в математическом обосновании к применению цилиндрического титанового имплантата при вентральном доступе к поясничному отделу позвоночника. Мы считаем, что сагиттальный баланс – это изменяе-

мая величина в течении жизни, которая зависит от образа жизни человека, его веса, состояния мышечной структуры и естественного процесса старения.

В наших наблюдениях мы можем хорошо видеть как изменяется сагиттальный баланс в течение жизни, но не факт, что изменения сагиттального баланса в процессе жизнедеятельности и старения человека приведут к дегенеративному стенозу позвоночного канала. Вместе с тем, активное вмешательство в сагиттальный баланс путем восстановления высоты межтелового пространства приведет к его дисбалансу, неоправданной и чрезмерной его нагрузке в смежных сегментах, которые не заставят себя долго ждать и приведут к прогрессированию дегенеративно-дистрофического процесса не только ближайшего смежного уровня ПДС.

Литература:

1. Абакиров М.Дж., Загородний Н.В., Доценко В.В. Многолетний опыт хирургического лечения патологии пояснично-крестцового отдела позвоночника с помощью переднего внебрюшинного мини-доступа // Вестник Кыргызского-Российского Славянского университета Том 11, №1, 2010 г., С. 158-9.

2. 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.

3. Ткачук М.А., Веретельник Ю.В., Пионтовский В.К. Біомеханічні системи: узагальнений параметричний опис. // Вісник НТУ «ХПИ»

Исходя из вышесказанного, применяемый нами метод вентральной декомпрессии с применением цилиндрического титанового импланта позволяет сохранить измененный сагиттальный баланс, не вступает в конфликт со смежными уровнями ПДС, препятствуя прогрессированию дегенеративно-дистрофического процесса в выше- и нижележащих сегментах. В дальнейшем, за счет созданного резервного пространства после проведенной декомпрессии позвоночного канала, он может взять на себя нагрузку, проседая с образованием естественного корпороза между телами позвонков. Именно поэтому мы считаем обоснованным применение цилиндрического титанового кейджа при вентральной декомпрессии в лечении дегенеративных стенозов поясничного отдела позвоночника.

Тем. вип. «Машинознавство та САПР» Харків: НТУ «ХПИ», 2006. №3. С.173-9.

4. Srilakshmi Vishnubhotla. A Biomechanical Evaluation of Dynamic Stabilization Systems // master's thesis. The University of Toledo College of Engineering, 2005. – 235 p.

5. 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. P. 63-67.

6. Zienkiewicz O.C. The Finite Element Method, McGraw-Hill Company, London, (1977).

Информация об авторах:

Медетбек Джумабекович Абакиров - профессор кафедры травматологии и ортопедии РУДН, д.м.н. E-mail: medetbek@mail.ru

Абдрахманов Ринат Равильевич - аспирант кафедры травматологии и ортопедии РУДН.

Артёмьев Александр Александрович - профессор кафедры травматологии, ортопедии и артрологии РУДН, д.м.н.

Мадер Андрей Евгеньевич - соискатель кафедры травматологии и ортопедии РУДН.

Ахпашев Александр Анатольевич - доцент кафедры травматологии, ортопедии и артрологии ФПК МР РУДН, к.м.н. Тел.: +79255448851, e-mail: akhpashev@yandex.ru