DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2018.1.00 УДК 531/534: [57+61]



БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ ХИРУРГИЧЕСКОГО РЕКОНСТРУКТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ СПОНДИЛОЛИСТЕЗА ПОЗВОНОЧНИКА НА УРОВНЕ *L*4–*L*5

А.В. Доль, Е.С. Доль, Д.В. Иванов

Кафедра математической теории упругости и биомеханики Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: ivanovdv@gmail.com

Аннотация. Спондилолистез заключается в смещении вышележащего позвонка относительно нижележащего. Современная медицина применяет декомпрессию и стабилизацию поврежденного позвоночно-двигательного сегмента позвоночника при выполнении хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза. Для этих целей используются транспедикулярные фиксаторы совместно с заменителями межпозвонковых дисков. Возможна установка системы фиксации и без замены диска. Выбор типа фиксации и инструментария зависит от клинических данных пациента, опыта и предпочтений хирурга. При этом существует проблема выбора и обоснования выбора вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника. В данной работе выполнено биомеханическое исследование трех вариантов хирургического реконструктивного лечения с установкой транспедикулярных фиксаторов. Рассмотрены три варианта операций: без замены диска, с заменителем диска «Mesh» и заменителем диска «Pezo-A». При анализе результатов моделирования и обосновании выбора наиболее рационального варианта лечения применялись выработанные биомеханические критерии хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений позвоночника. Анализ результатов расчетов показал, что наиболее рациональными с точки зрения биомеханики являются два варианта лечения, подразумевающие установку транспедикулярных винтов и заменителей межпозвонкового диска Mesh и Pezo-A. В соответствии с биомеханическими критериями успешности хирургического лечения ни один из этих вариантов не имеет существенных преимуществ. Поэтому окончательный выбор в пользу того или иного подхода необходимо делать, исходя из медицинских показателей конкретного пациента и личного опыта врача. Следует отметить, что вариант без замены поврежденного межпозвонкового диска является наименее предпочтительным.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, пациентоориентированная модель, спондилолистез, транспедикулярные фиксаторы, эквивалентные напряжения, хирургическое лечение.

Введение

Спондилолистез – это смещение вышележащего позвонка относительно нижележащего [15, 23, 25]. Для успешного лечения спондилолистеза на сегодняшний

[©] Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В., 2018

Доль Александр Викторович, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов

Доль Елена Сергеевна, магистрант кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов Иванов Дмитрий Валерьевич, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов

день при оперативных вмешательствах применяют декомпрессию и стабилизацию поврежденного сегмента [2]. В последние годы транспедикулярная фиксация позвоночника погружными конструкциями [1, 17] широко применяется при заболеваниях и повреждениях позвоночника, при которых необходимо стабилизировать пораженные позвоночно-двигательные сегменты.

Возможна установка фиксирующей конструкции без замены поврежденного межпозвонкового диска и с установкой заменителя диска (кейджа). Последние могут быть различной формы и производятся из различных материалов. Цель установки фиксаторов состоит в поддержке и/или корректировке анатомического строения позвоночно-двигательных сегментов, распределении нагрузки, действующей на позвоночник до того, пока не произойдет сращение позвонков [9, 14] и сформируется костный блок. Выбор устройства и метода фиксации зависит от клинической проблемы, анатомического строения позвоночно-двигательного сегмента и от предпочтений хирурга [19].

Таким образом, существует проблема выбора того или иного типа фиксации и/или заменителя межпозвонкового диска. С помощью методов биомеханики можно показать эффективность того или иного способа фиксации и обосновать его применение в каждом индивидуальном случае.

Данная работа отличается от многих других тем, что здесь приводятся результаты моделирования для конкретного пациента трех вариантов фиксации позвоночно-двигательного сегмента, и с помощью выработанных биомеханических критериев обосновывается выбор наиболее рационального варианта хирургического реконструктивного лечения заболевания позвоночника.

Цель исследования состоит в выборе наиболее рационального с точки зрения биомеханики варианта хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночно-двигательного сегмента L4–L5. В задачи исследования входили: создание трехмерных моделей позвоночно-двигательных сегментов L4–L5, аппарата фиксации и заменителей межпозвонкового диска; расчет методом конечных элементов статической задачи теории упругости о нагружении данного позвоночно-двигательного сегмента компрессионной (осевой) нагрузкой; анализ полученных результатов.

Материалы и методы

Объект исследования и медицинская задача

Рассмотрен позвоночно-двигательный сегмент (функциональный элемент) поясничного отдела позвоночника человека с транспедикулярной системой фиксации на уровне L4–L5. Функциональный элемент позвоночника – анатомический комплекс, состоящий из двух смежных позвонков с соответствующими суставами и связочным аппаратом на этом уровне и одного межпозвонкового диска. Рассматриваемый функциональный элемент состоит из двух поясничных позвонков L4 и L5, межпозвонкового диска и связок (передняя, задняя). В данной работе не моделировались фасеточные суставы, межпоперечная, желтая и межостистые связки, рассматривался позвоночно-двигательный L4-L5так как сегмент после реконструктивного хирургического лечения, при котором указанные элементы не будут функционировать.

Были рассмотрены следующие варианты хирургического реконструктивного лечения:

1. Установка аппарата фиксации, состоящего из транспедикулярных винтов и соединительных штанг. Поврежденный межпозвонковый диск сохранялся.

2. Установка аппарата фиксации, состоящего из транспедикулярных винтов и соединительных штанг. Осуществляется доступ к сегменту спереди, межпозвонковый диск заменяется кейджем *Pezo-A*.

3. Установка аппарата фиксации, состоящего из транспедикулярных винтов и соединительных штанг. Осуществляется доступ к сегменту сзади, межпозвонковый диск заменяется кейджем *Mesh*.

Математическая задача

Моделирование позвоночно-двигательного сегмента *L*4–*L*5 под действием следящей (сопутствующей) компрессионной нагрузки осуществлялось при следующих допущениях:

 сегмент позвоночника является составной конструкцией переменного сечения. Нижняя концевая пластина сегмента жестко фиксирована, распределенная нагрузка приложена к верхним концевым пластинам позвонков и действует по осям тел позвонков;

- взаимодействие с грудной клеткой не учитывается;
- межпозвонковый диск моделируется одним сплошным объемом;

 материал костей, диска, соединительных элементов и системы фиксации – сплошной, однородный, изотропный и линейно-упругий;

• начальные напряжения в структурах отсутствуют.

С математической точки зрения в каждой из локально однородных подобластей неоднородного функционального элемента позвоночника решалась статическая задача теории упругости о действии на него компрессионной (осевой) нагрузки. В рассматриваемой задаче должны выполняться следующие уравнения:

 $\sigma_{ii,i} = 0$ – уравнения равновесия (полагаем, что объёмные силы отсутствуют);

 $\sigma_{ij} = \lambda \Theta \delta_{ij} + 2\mu \epsilon_{ij}$ – уравнения закона Гука, связывающие компоненты тензора напряжений и деформаций;

 $\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i})$ – соотношения Коши, связывающие тензор деформаций и

вектор перемещения,

где σ_{ij} – компоненты тензора напряжений, ε_{ij} – компоненты тензора деформации, u_i – компоненты вектора перемещений, λ, μ – упругие константы Ламе, $\Theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$ – объёмное расширение, δ_{ij} – символ Кронекера, индексы *i* и *j* принимают значения от 1 до 3, знак «,» в нижнем индексе обозначает частную производную по соответствующей координате.

В каждой точке смежных границ соседних подобластей (диск – позвонок, позвонок – винт и т.п.) принимались условия полного контакта для функций перемещения: $u_i^I(x_j) = u_i^J(x_j)$, которые обеспечивают жесткое соединение как элементов позвоночно-двигательного сегмента, так и имплантатов с костными тканями и непрерывность поля деформации при приложении нагрузки к моделируемому сегменту позвоночника.

К основным уравнениям, определяющим состояние линейно-упругого тела в его внутренних точках, и условиям контакта необходимо добавить граничные условия на его поверхности. В поставленной задаче граничные условия имеют смешанный вид. Граница сегмента позвоночника может быть разбита на 2 части, так что $S = S_{\sigma} \cup S_{\mu}$.

На части границы S_{σ} действуют поверхностные силы

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3)n_j\Big|_{S_{\sigma}} = P_i(x_1, x_2, x_3),$$

где P_i – компоненты вектора заданных на S_{σ} поверхностных сил, n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности S_{σ} .

На части границы S_и заданы перемещения

$$u_i(x_1, x_2, x_3)|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3),$$

где u_i^* – компоненты вектора перемещений, заданных на S_u .

К верхним концевым пластинам L4 и L5 прикладывалась компрессионная распределенная нагрузка в 200 H [12], действующая в направлении осей тел позвонков. Нижняя концевая пластина позвонка L5 жестко закреплялась. Данный способ нагружения называется сопутствующей нагрузкой [10] и позволяет моделировать действие на позвоночник распределенного веса тела человека.

Для всех материалов использовалась модель линейно-упругого изотропного материала. Механические характеристики брались из литературы [5, 11, 13] и были сведены в таблицу.

Материал	Кортикальная кость	Губчатая кость	Межпозвонковый диск	Связки	Титановый сплав	Керамика
<i>Е</i> , МПа	12 000	100	2	7	110 000	3600
ν	0,3	0,2	0,49	0,39	0,3	0,25

Свойства материалов

Создание ЗД-моделей позвоночно-двигательного сегмента

Твердотельная 3*D*-модель позвоночно-двигательного сегмента *L*4–*L*5 строилась на основе данных компьютерной томограммы пациентки со спондилолистезом на уровне *L*4 (рис. 1).



Рис. 1. Снимки в формате *DICOM*, импортированные в *MIMICS*. Срезы в трех плоскостях: *а* – фронтальная; *б* – аксиальная; *в* – сагиттальная

В рамках данной работы для обработки, анализа изображений и создания единой трехмерной модели костных структур позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 использовался программный пакет *MIMICS*. В исследовании использовалась серия снимков компьютерной томограммы пациентки Л. 66 лет. Серия снимков состоит из 295 изображений. На первом этапе для построения геометрии позвонков костные ткани каждого позвонка (кортикальная и губчатая) на уровне L4-L5 отделялись друг от друга и преобразовывались в 3*D*-модели. К каждому из создаваемых объемов применялась операция сглаживания. В результате обработки компьютерной томограммы были построены твердотельные модели кортикальной и губчатой тканей позвонков *L*4 и *L*5 (рис. 2). При совмещении моделей позвонков выполнялась их реклинация, т.е. исправление деформации позвоночно-двигательного сегмента (рис. 2, *в*), в соответствии с рекомендациями лечащего врача данной пациентки.

Мягкие ткани были достроены на основе анатомических данных в ручном режиме в созданной ранее модели позвонков *L*4–*L*5 в программном пакете *SolidWorks*.

С учетом построенных моделей межпозвонкового диска и связок итоговая 3D-модель позвоночно-двигательного сегмента представлена на рис. 3, *a*. Была построена модель интактного позвоночно-двигательного сегмента (см. рис. 3, δ), в которой содержались межостистая, межпоперечные связки и фасеточные суставы. Под нормой (интактным позвоночно-двигательным сегментом) будем понимать модель позвоночно-двигательного сегмента с восстановленным геометрически правильным расположением позвонков и с непатологическим связочным аппаратом. Рассчитанное напряженно-деформированное состояние интактного позвоночно-двигательного сегмента сравнивалось с результатами расчетов напряженно-деформированного состояния сегментов после хирургического реконструктивного лечения.



Рис. 2. 3*D*-модели позвонков: *a* – полные объемы позвонков; *б* – объемы губчатой кости; *в* – позвоночно-двигательный сегмент в разрезе после реклинации



ó

Рис. 3. Модель позвоночно-двигательного сегмента с учетом связок и диска (*a*) и 3*D*-модель интактного позвоночно-двигательного сегмента (б)

Создание ЗД-моделей системы фиксации и заменителей диска

В системе *SolidWorks* на основе данных каталогов медицинского оборудования были построены трехмерные геометрические модели систем фиксации. Было выбрано три варианта хирургического реконструктивного лечения (рис. 4).

Диаметр винтов подбирался таким образом, чтобы винты наружной частью резьбы опирались на прочные кортикальные стенки корня дуги, поскольку фиксация в губчатой кости не обеспечивает надежной основы крепления фиксатора [4]. Диаметр винтов составил 6 мм, длина – 55 мм. Параметры кейджа *Pezo-A* выбирались в соответствии с размерами позвонков и составили: длина – 28 мм, ширина – 22 мм, высота 8 мм и угол между верхней и нижней гранями – 8°. Диаметр кейджа *Mesh* составил 20 мм, длина ребра ячейки – 3 мм.

Построенные модели имплантатов были размещены в созданной ранее модели сегмента позвоночника, в результате чего были получены три модели с различными вариантами хирургического реконструктивного лечения, показанные на рис. 5.



Рис. 4. Варианты хирургического реконструктивного лечения: транспедикулярные винты (*a*); винты и *Pezo-A* [20] (*б*); винты и *Mesh* [7] (*в*)



Рис. 5. 3D-модели с различными вариантами хирургического реконструктивного лечения: установка транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска (*a*); установка винтов в сочетании с кейджем типа Pezo-A (б); установка винтов в сочетании с кейджем типа Mesh (в)

Анализ сеточной сходимости

Численное моделирование осуществлялось в системе *ANSYS* в среде *Workbench*. Ввиду сложности геометрии исследуемого объекта создавалась тетраэдрическая нерегулярная сетка.

Выполнялся анализ сеточной сходимости, по результатам которого подбирался размер ребра элемента, мало влияющий на результаты расчетов. После нескольких расчетов с различными сетками был выбран размер ребра элемента, равный 2 мм (рис. 6). В этом случае для всех трех моделей количество узлов сетки не превышало

400 тысяч. При этом разница между максимальными значениями перемещений, рассчитанными при разбиении сеткой с размерами элементов в 2 мм и в 1 мм, не превышала 2%, а время расчета в последнем случае увеличивалось более чем в 3 раза.



Рис. 6. Три варианта вычислительной сетки с размером элемента 4 (*a*); 2 (б) и 1 мм (*в*)

Биомеханические критерии успешности хирургического реконструктивного лечения

Выделим два критерия успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений позвоночника. Сюда отнесем только биомеханические критерии, не принимая во внимание геометрические, связанные с сагиттальным и фронтальным балансом. Именно биомеханические критерии могут быть использованы при биомеханическом анализе результатов численного моделирования нагружения позвоночно-двигательного сегмента.

Отечественные и зарубежные ученые в первую очередь выделяют критерий, связанный с нестабильностью позвоночно-двигательного сегмента. По данным Е.С. Байкова [3] и Американской академии хирургов-ортопедов [6], нестабильность определена как патологический ответ на приложенную нагрузку, характеризующуюся движениями в позвоночно-двигательном сегменте сверх нормальных границ. Нормальной сегментарной подвижностью считают смещение позвонков не более 3 мм.

При анализе напряжений, возникающих в позвоночно-двигательном сегменте, авторы полагают, что поле напряжений с учетом фиксирующих конструкций должно быть максимально приближено к таковому для модели позвоночно-двигательного сегмента в норме. Именно поэтому многие авторы сравнивают результаты расчетов с учетом имплантатов с результатами расчетов для интактных моделей костей, позвонков [26] и т.п.

Результаты и обсуждение

Сначала приведем поля перемещений для трех рассмотренных моделей с фиксаторами. На рис. 7 показаны поля перемещений в миллиметрах.

Максимальные перемещения для модели с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска не превысили 0,2 мм. Для двух других моделей максимальные перемещения составили менее 0,04 мм. При этом максимальные перемещения в первом случае наблюдались в межпозвонковом диске, а в двух других – в центре верхней замыкательной пластины позвонка *L*4.

Для выбора наиболее рационального варианта хирургического лечения на основе второго критерия успешности сравнивались поля напряжений (в МПа), возникающие в позвоночно-двигательном сегменте L4–L5 без патологии, с полями



Рис. 7. Поля перемещений, мм: модель с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска (*a*); модель с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Mesh* (*б*); модель с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Pezo-A* (*в*)

напряжений, возникающими в каждом из рассмотренных вариантов. Рассматривались эквивалентные напряжения (напряжения по Мизесу). При сравнительном анализе полей напряжений трех вариантов операций и интактного позвоночно-двигательного сегмента будут рассматриваться только тела позвонков, а именно, кортикальная и губчатая кости тел позвонков.

На рис. 8 показано поле напряжений, возникающее в интактных позвонках в норме, которое было взято за исходное («эталонное»).

Максимальное напряжение в кортикальном слое кости составило 7,6 МПа, в губчатом – 0,24 МПа. При этом наблюдались максимумы для обоих типов костной ткани в области верхней замыкательной пластины позвонка *L*5. Области наиболее высоких напряжений (порядка 3–4 МПа для кортикальной и 0,15 МПа для губчатой кости) наблюдались также в районе так называемой «талии» тел позвонков, т.е. на боковых поверхностях примерно на одинаковом расстоянии от замыкательных пластин.

Приведем результаты расчетов полей напряжений для каждого из трех вариантов хирургического реконструктивного лечения.

На рис. 9 представлены поля напряжений, возникающие в позвонках модели с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска.

Максимальное напряжение в кортикальном слое кости составило 13 МПа, в губчатом – 1,7 МПа. Качественная картина распределения напряжений в кортикальном слое в целом похожа на поле напряжений, возникающих в позвонках в норме, однако на ножках позвонка L5 возникают зоны максимальных напряжений, что показано на рис. 10.



Рис. 8. Поле напряжений, МПа, в позвонках в норме: кортикальная кость (*a*); трабекулярная кость (б)



Рис. 9. Поле напряжений, МПа, в позвонках модели с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска: кортикальная кость (*a*), трабекулярная кость (*б*)



Рис. 10. Зоны высоких напряжений, МПа, в области ножек позвонка L5

Такое распределение напряжений может при росте компрессионной нагрузки приводить к перелому в этой области [16].

Картина распределения напряжений в губчатом слое кости, несмотря на отличие цветовой гаммы, качественно также похожа на поле напряжений в случае нормы.

На рис. 11 представлены поля напряжений, возникающие в позвонках модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Mesh*.

Максимальное напряжение в кортикальном слое кости составило 11 МПа, в губчатом 0,45 МПа. Качественная картина распределения напряжений как в кортикальном, так и в губчатом слоях в целом похожа на поля напряжений, возникающих в позвонках в норме.

На дужках позвонка L5 при этом не наблюдаются зоны максимальных напряжений, как в предыдущем случае. Зоны повышенных напряжений возникают на замыкательных пластинах позвонков в месте их контакта с установленным кейджем.

Однако высокие напряжения в этой области (пусть и более равномерно распределенные по поверхностям замыкательных пластин) характерны и для непатологического позвоночно-двигательного сегмента (см. рис. 8).

Не обнаружены скачки напряжений и в зонах установки транспедикулярных винтов. Стоит отметить участки повышенных напряжений в губчатом слое позвонка L4, появляющиеся вследствие того, что там находятся концы установленных винтов (рис. 12, a).



Рис. 11. Поле напряжений, МПа, в позвонках модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Mesh*: кортикальная кость (a); трабекулярная кость (б)



Рис. 12. Зоны повышенных напряжений в губчатом слое, МПа, в местах концов транспедикулярных винтов: в сочетании с кейджем типа Mesh (a); с кейджем типа *Pezo-A* (б)

При этом величина максимальных напряжений более чем в 4 раза меньше максимума в предыдущем варианте хирургического лечения, что свидетельствует о гораздо меньшем риске разрушения кости в данном случае.

На рис. 13 представлены поля напряжений, возникающие в позвонках в модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Pezo-A*.



Рис. 13. Поле напряжений, МПа, в позвонках модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Pezo-A*: кортикальная кость (*a*); трабекулярная кость (б)

Максимальное напряжение в кортикальном слое кости составило 11 МПа, в губчатом – 0,36 МПа. Качественная картина распределения напряжений как в кортикальном, так и в губчатом слоях в целом похожа на поле напряжений, возникающих в позвонках в норме. Более того, картина распределения напряжений похожа на картину, полученную при моделировании варианта хирургического лечения

с установкой кейджа типа *Mesh*: здесь наблюдаются аналогичные зоны повышенных напряжений на замыкательных пластинах позвонков, контактирующих с кейджем, а также в области концов транспедикулярных винтов (рис. 12). При этом величины максимальных напряжений для обоих типов костной ткани также оказались довольно близки.

Таким образом, на основании второго критерия успешности хирургического лечения можно сделать вывод о том, что варианты с установкой транспедикулярных винтов и заменителей межпозвонкового диска являются наиболее рациональными, в то время как вариант с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска является менее предпочтительным вследствие наличия нескольких зон повышенных напряжений, в которых могут происходить разрушения костной ткани.

Как было отмечено выше, анализ напряженно-деформированного состояния имплантатов проводился с целью определения максимумов напряжений и сравнения их с пределом прочности. Все моделировавшиеся имплантаты, за исключением кейджа *Pezo-A*, были изготовлены из титанового сплава, предел текучести которого составляет более 550 МПа [18]. Кейдж *Pezo-A* изготавливается из полиэфиркетона (*PEEK*-керамика), предел прочности при сжатии которого составляет не менее 125 МПа [24]. На рис. 14 представлены поля напряжений, возникающие в транспедикулярных винтах и соединительных штангах в каждом из рассмотренных вариантов хирургического лечения.

Максимальные напряжения составили для каждого из вариантов хирургического лечения соответственно 30, 14 и 15 МПа, что существенно ниже предела текучести материала, из которого они изготовлены. Таким образом, можно сделать вывод о том, что в процессе эксплуатации имплантаты даже при существенном увеличении нагрузки не сломаются.

На рис. 15 показаны поля напряжений в установленных заменителях межпозвонковых дисков.



Рис. 14. Поле напряжений, МПа, в транспедикулярных винтах: модели с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска (*a*); в модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Mesh* (б); модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа *Pezo-A* (*в*)



Рис. 15. Поле напряжений, МПа, в кейдже типа Mesh (a); в кейдже типа Pezo-A (б)

Максимальное напряжение в кейдже типа *Mesh* составило 112 МПа, что более чем в пять раз ниже предела текучести титанового сплава. Максимальное значение напряжений в кейдже типа *Pezo-A* – 15 МПа, что также меньше указанного выше предела прочности *PEEK*-керамики.

Таким образом, в установленных имплантатах в результате действия на позвоночно-двигательный сегмент компрессионной нагрузки не возникают напряжения, способные привести к разрушению их конструкции.

В [20] авторами были рассчитаны эквивалентные напряжения в позвонках при различных типах нагрузок после выполнения вертебропластики. Максимальные значения напряжений достигали десятков и сотен МПа.

В [7] опубликованы пределы прочности трабекулярной костной ткани позвонков взрослых людей. Предел прочности достигал 6 МПа, а среднее значение составило немногим более 2 МПа. Предел прочности кортикальной кости для позвонков составляет более 20 МПа [22].

Несмотря на то что вариант без установки кейджа удовлетворяет биомеханическим критериям успешности, эквивалентные напряжения в трабекулярной костной ткани достигают 1,7 МПа и оказываются близки к предельным значениям в 2 МПа. Оба варианта с кейджами в этом аспекте более предпочтительны, так как напряжения и в кортикальной кости, и в трабекулярной кости оказываются существенно ниже предельных значений, опубликованных в [7, 22]. Максимальные напряжения в интактной трабекулярной кости (0,24 МПа) и в трабекулярной кости в случае установки кейджей (0,45 и 0,36 МПа для кейджа *Mesh* и *Pezo-A* соответственно) оказываются наиболее близкими.

Более того, максимальные эквивалентные напряжения в винтах в первом случае без установки кейджа почти в два раза выше напряжений для двух других вариантов с кейджами (рис. 14).

Все эти выводы показывают, что варианты с кейджами типа *Mesh* и *Pezo-A* оказываются более предпочтительными с точки зрения биомеханики.

Заключение

В данной работе было проведено трехмерное биомеханическое моделирование трех вариантов хирургического лечения спондилолистеза на уровне *L*4–*L*5. Для каждого из вариантов хирургического реконструктивного лечения была решена статическая задача теории упругости о нагружении позвоночно-двигательного сегмента компрессионной нагрузкой.

Анализ полученных результатов показал, что наиболее рациональными с точки зрения биомеханики являются два варианта лечения, подразумевающие установку транспедикулярных винтов и заменителей межпозвонкового диска типа *Mesh* и *Pezo-A*. При этом ни один из вариантов, исходя из рассмотренных в работе биомеханических критериев успешности хирургического лечения, не имеет существенных преимуществ, поэтому окончательный выбор в пользу того или иного подхода необходимо делать исходя из медицинских показателей конкретного пациента и личного опыта врача.

Список литературы

- 1. Бердюгин К.А., Чертков А.К., Штадлер Д.И., Бердюгина О.В. О неудовлетворительных исходах транспедикулярной фиксации позвоночника // Хирургия позвоночника. 2010. Т. 7, № 4. С. 19–24.
- 2. Глазырин Д.И., Рерих В.В. Спондилолизный спондилолистез // Хирургия позвоночника. 2009. Т. 6, № 1. С. 57–63.

- 3. Крутько А.В., Байков Е.С. Анализ критериев прогнозирования результатов хирургического лечения грыж межпозвонковых дисков: обзор современной литературы // Гений ортопедии. 2012. № 1. С. 140–145.
- 4. Мазуренко А.Н. Транспедикулярная фиксация поясничного отдела позвоночника при его деформациях и дегенеративно-дистрофических поражениях // Медицинские новости. 2012. № 4. С. 32–36.
- 5. Alizadeh M. Influence of cancellous bone existence in human lumbar spine: a finite element // IFMBE Proceedings. 2011. Vol. 35. P. 439-442.
- 6. American Academy of Orthopaedic Surgeons [Электронный ресурс]. URL: https://www.aaos.org (дата обращения: 20.07.2017).
- 7. Apex Mediequip Private Limited [Электронный ресурс]. URL: http://www.apexmediequip.net/ (дата обращения: 20.07.2017).
- 8. Banse X., Sims T.J., Bailey A.J. Mechanical properties of adult vertebral cancellous bone: correlation with collagen intermolecular cross-links // J. Bone Miner. Res. 2002. Vol. 17, № 9. P. 1621–1628.
- 9. Berquist T.H. Imaging of the postoperative spine // Radiol. Clin. North Am. 2006. Vol. 44. P. 407-418.
- 10. Brandolini N. Experimental methods for the biomechanical investigation of the human spine: a review // J. Mech. Med. Biol. 2014. Vol. 14, № 1. 1430002.
- 11. Dreischarf M. Biomechanics of the L5-S1 motion segment after total disc replacement Influence of iatrogenic distraction, implant positioning and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints // J. Biomech. 2015. Vol. 48, № 12. P. 3283-3291.
- 12. Dreischarf M. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together // J. Biomech. 2014. Vol. 47, № 8. P. 1757–1766.
- 13. Hübner A.R. Numerical analysis of multi-level versus short instrumentation for the treatment of thoracolumbar fractures // Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 2015. Vol. 25, Suppl. 1. P. S213–S217.
- Kim P.E., Zee C.S. Imaging of the postoperative spine: cages, prostheses, and instrumentation // Spinal imaging: diagnostic imaging of the spine and spinal cord / Eds. J.W.M. Van Goethem, L. van den Hauwe, P.M. Parizel. – Berlin, Heidelberg: Springer, 2007. – P. 397–413.
- Labelle H., Roussouly P., Berthonnaud E., Transfeldt E., O'Brien M., Chopin D., Hresko T., Dimnet J. Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance: a correlation study // Spine. – 2004. – Vol. 29. – P. 2049–2054.
- 16. Lattig F., Fekete T.F., Jeszenszky D. Management of fractures of the pedicle after instrumentation with transpedicular screws // J. Bone Joint Surg. (Br.). 2010. Vol. 92-B, № 1. P. 98–102.
- 17. Mohi Eldin M.M., Arafa Ali A.M. Lumbar transpedicular implant failure: a clinical and surgical challenge and its radiological assessment // Asian Spine J. 2014. Vol. 8, № 3. P. 281–297.
- Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. - 2008. - Vol. 1, № 1. - P. 30-42.
- 19. Nouh M.R. Spinal fusion-hardware construct: Basic concepts and imaging review // World J. Radiol. 2012. Vol. 4, № 5. P. 193–207.
- 20. OSSANO Scandinavia [Электронный ресурс]: URL: http://www.ossano.se/Produkter/Ryggimplantat/ Ulrich/Burar/pezo_brochure.pdf (дата обращения: 20.07.2017).
- Rohlmann A., Boustani H.N., Bergmann G., Zander T. A probabilistic finite element analysis of the stresses in the augmented vertebral body after vertebroplasty // Eur. Spine J. – 2010. – Vol. 19, № 9. – P. 1585–1595.
- 22. Saha S., Dickerson C.R. Relationship between the vertebral morphology and its mechanical properties // 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2006. Paper №: 1305.
- 23. Sevrain A., Aubin C.-A., Gharbi H., Wang X., Labelle H. Biomechanical evaluation of predictive parameters of progression in adolescent isthmic spondylolisthesis: a computer modeling and simulation study // Scoliosis. 2012. Vol. 7. 2.
- 24. VICTREX [Электронный pecypc]: URL: https://www.victrex.com/~/media/datasheets/ victrex_tds_450g.pdf (дата обращения: 20.07.2017).
- 25. Wang W., Aubin C.E., Cahill P., Baran G., Arnoux P.J., Parent S., Labelle H. Biomechanics of high-grade spondylolisthesis with and without reduction // Med. Biol. Eng. Comput. 2016. Vol. 54, № 4. P. 619–628.
- 26. Wu W., Chen C., Ning J., Sun P., Zhang J., Wu C., Bi Z., Fan J., Lai X., Ouyang J. A novel anterior transpedicular screw artificial vertebral body system for lower cervical spine fixation: a finite element study // J. Biomech. Eng. 2017. Vol. 139, № 6. 061003.

BIOMECHANICAL MODELLING OF SURGICAL RECONSTRUCTIVE TREATMENT OF SPINAL SPONDYLOLISTHESIS AT *L*4–*L*5 LEVEL

A.V. Dol, E.S. Dol, D.V. Ivanov (Saratov, Russia)

Spondylolisthesis is a displacement of the overlying vertebra relative to the underlying vertebra. Modern medicine applies decompression and stabilization of the damaged spinal segment when performing surgical reconstructive treatment of spondylolisthesis. For these purposes, transpedicular fixators are used together with intervertebral disk substitutes. It is possible to install the fixation system without degenerative disk replacement. The choice of fixation and instrumentation type depends on patient's clinical data, experience and preferences of the surgeon. At the same time, there is a problem of choosing and justifying the choice of surgical reconstructive treatment of spinal spondylolisthesis. In this work, a biomechanical study of three variants of surgical reconstructive treatment with installation of transpedicular fixators was performed: without replacement of a disk, with a disk substitute of Mesh cage and Pezo-A substitute. The developed biomechanical criteria of surgical reconstructive treatment of diseases and spinal injuries were used when analyzing the results of modelling and justifying the choice of the most rational treatment variant. Results showed that from biomechanics point of view the most rational were two treatment variants, implying the installation of transpedicular screws and intervertebral disc substitutes Mesh or Pezo-A. In accordance with biomechanical criteria for the success of surgical treatment, none of these options has significant advantages. Therefore, the final choice of the treatment variant should be made based on medical data of individual patient and personal experience of surgeon. It should be noted that variant without replacing the damaged intervertebral disc is the least preferred.

Key words: biomechanical modelling, patient-specific model, spondylolisthesis, transpedicular fixators, equivalent stress, surgical treatment.

Получено 9 ноября 2017