

УДК 616-089.843:616.728.2;-047.37

Исследование напряженно-деформированного состояния системы «имплантат–поясничный отдел позвоночника–таз» при различных вариантах фиксации

А.А. Мезенцев, Д.Е. Петренко, А.А. Барков, А.В. Ярьсько

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины», Харьков

The article submits results of computer simulation and numerical analysis of the stress-strain distribution by the finite element method in the “implant – lumbar spine – pelvis” system for different variants of fixation with a transpedicular polysegmental structure. Peculiarities of the maximum stress in bone structures of the vertebrae and pelvis in the area of screw insertion and in fixing units with four kinds of vertebral instrumentation (transpedicular fixation LI-LV and LI-SI, as well as LI-LV and LI-SI in combination with an insertion of rods into the pelvic bone) are shown.

Наведено результати комп'ютерного моделювання та кількісний аналіз за допомогою методу кінцевих елементів напружено-деформованого стану системи «імплантат–поперековий відділ хребта–таз» у різних варіантах фіксації транспедикулярною полісегментарною конструкцією. Показано особливості максимального напруження кісткових структур хребців і таза в місцях введення гвинтів і фіксуючих вузлів імплантата за умов чотирьох видів інструментації хребта: транспедикулярна фіксація LI–LV та LI–SI і LI–LV та LI–SI у поєднанні з введенням стержнів у тазову кістку.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, транспедикулярные винты, стержень, костная ткань, позвонки, таз

Введение

Компьютерное моделирование и численный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) модели позвоночника и таза позволяют оптимальным образом подобрать фиксирующие конструкции, не прибегая к хирургическому вмешательству. На современном этапе наибольшую популярность в решении таких задач получил метод конечных элементов (МКЭ), который не только позволяет построить геометрическую модель, наиболее близко приближенную к реальной анатомии костных структур, но и учесть их различные механические свойства, а также задать сложную пространственную систему нагрузок. Вычислению НДС как отдельных позвонков, так и блока позвонков с помощью МКЭ посвящено довольно много научных работ, в которых исследовано поведение позвоночника как в норме, так и с различными отклонениями [6,7,10]. Значительно меньше публикаций посвящено исследованию НДС позвоночника с различными фиксирующими устройствами, и прак-

тически нет работ по сравнительному анализу влияния различных устройств на НДС позвоночника и выбора оптимального варианта [2].

Цель исследования: изучить напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–поясничный отдел позвоночника–таз» («ИПТ») при различных вариантах фиксации.

Материал и методы

Анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) системы «имплантат–поясничный отдел позвоночника–таз» проводили при помощи конечноэлементной модели поясничного отдела позвоночника, разработанной в лаборатории биомеханики Института патологии позвоночника и суставов [1]. Модель строили по поперечным срезам, проведенным через 1–5 мм.

Во время проведения исследования моделировали следующие варианты инструментации позвоночника: транспедикулярная фиксация LI–LV (рис. 1) (1 вариант); транспедикулярная фиксация LI–SI

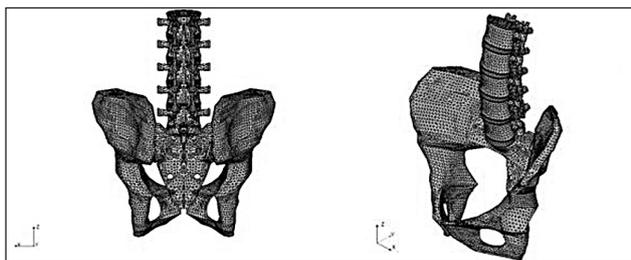


Рис. 1. Конечноэлементная модель системы «имплантат–позвоночник–таз» при применении транспедикулярной фиксации LI-LV

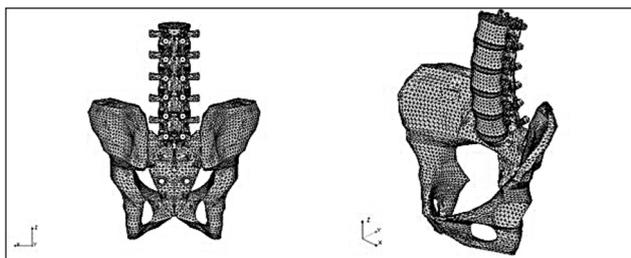


Рис. 2. Конечноэлементная модель системы «имплантат–позвоночник–таз» при применении транспедикулярной фиксации LI-SI

(рис. 2) (2 вариант); транспедикулярная фиксация LI-LV в сочетании с введением стержней в тазовую кость (рис. 3) (3 вариант); транспедикулярная фиксация LI-SI в сочетании с введением стержней в тазовую кость (рис. 4) (4 вариант). Во всех случаях перед установкой транспедикулярных винтов на модели осуществляли фасетэктомию.

Материалы считали однородными и изотропными. В таблице представлены механические характеристики модели позвоночника и имплантата, которые использовали при проведении исследования [5].

Заданный диаметр фиксирующего стержня составлял 5 мм, а диаметр транспедикулярного винта 6 мм.

Аналогично другим исследованиям такого рода в качестве нагрузки использовали вес вышележащей части тела. В расчетной модели вес вышележащей части тела для поясничного отдела позвонков

Таблица. Механические характеристики модели позвоночника и имплантата

Материал	Модуль Юнга E (МПа)	Коэффициент Пуассона ν
Кортикальная кость	18350	0,3
Губчатая кость	330	0,2
Суставной хрящ	10,5	0,49
Межпозвоночный диск	4,2	0,45
Имплантат	210 000	0,3

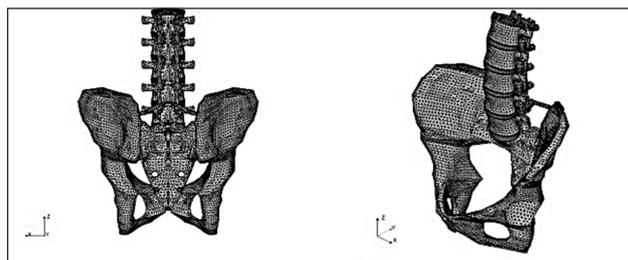


Рис. 3. Конечноэлементная модель системы «имплантат–позвоночник–таз» при применении транспедикулярной фиксации LI-LV со стержнями в тазу

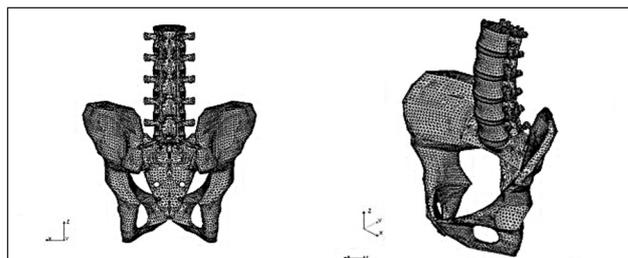


Рис. 4. Конечноэлементная модель системы «имплантат–позвоночник–таз» при применении транспедикулярной фиксации LI-SI со стержнями в тазу

составляет 50% от общего веса. Эта нагрузка была приложена к верхнему позвонку под углом 45° и распределялась следующим образом: 80% нагрузки приходится на тело позвонка и 20% на суставные массы [9]. В данном исследовании предполагалось, что вес тела равен 700 Н, что соответствует приблизительно 70 кг массы тела человека, соответственно нагрузка, приходящаяся на верхнюю часть позвонка L1, составляет 350 Н [6, 10]. Величина поясничного лордоза в исследуемой модели составляла 45° , что соответствует среднему показателю анатомической нормы [8].

Результаты и их обсуждение

Анализ результатов расчета первого варианта фиксации показал, что из костных структур наиболее напряженными являются области ввода транспедикулярных винтов. Максимальные значения напряжений в этих зонах наблюдаются в позвонке L1 — 29,4 МПа. Для нижележащих позвонков уровень напряжений не является таким высоким. Наименьшие значения напряжений в области входа винтов в кость наблюдаются в позвонке LIII — 6,8 МПа, в LIV — 10 МПа, а в позвонке LV — 13,2 МПа. При этом по мере удаления от места ввода винтов напряжения падают и в теле позвонка составляют 3,5 МПа. Интенсивность напряжений в LV и области крестцово-подвздошных сочленений достигает значения 3,8 МПа. В имплантате наиболее напряженной частью является область фиксирующего узла L1, напряжения в котором достигают величины 86,7 МПа, в то время как в осталь-

ных элементах металлофиксатора напряжения находятся в пределах 3,6–4,2 МПа.

Анализ НДС второго варианта фиксации, предусматривающего транспедикулярную инструментацию на протяжении LI-SI, показал следующее. Максимальный уровень напряжений наблюдается в зоне ввода винтов в позвонок LI и составляет 24,2 МПа. Для позвонков LII-LIV уровень напряжений снижается, а наименьшие значения напряжений в области ввода винтов наблюдаются в позвонке LIII — 6,1 МПа. В позвонке LV величина напряжений повышается до 18,9 МПа. Включение в зону фиксации позвонка SI повлияло на его НДС. Максимальное значение напряжений в области введения в него транспедикулярных винтов составляет 12,8 МПа. В имплантате наиболее напряженной частью является узел крепления винтов, установленных в позвонок SI, где абсолютная величина напряжений составляет 102,7 МПа.

Напряженно-деформированное состояние системы «ИПТ» при третьем варианте фиксации было следующим. Напряжение в позвонках LIV, LV и области крестцово-подвздошного сочленения — 3,7 МПа. Величина напряжений в зоне введения винтов в позвонок LV составляет 47,7 МПа. Уровень напряжений для позвонка LIV — 15,4 МПа. Для позвонков LII, LIII уровень НДС практически не изменился по сравнению с предыдущими расчетами. Максимальное значение напряжений в области ввода имплантата в костную ткань наблюдается в зоне контакта стержней и крыльев подвздошных костей. Значение напряжений Мизеса в этой зоне равняется 64 МПа. Для фиксирующей конструкции область концентрации напряжений отличается от предыдущих расчетов. Максимальное значение напряжений Мизеса (160,6 МПа) наблюдается на сгибе нижних стержней.

Анализ НДС четвертого варианта фиксации показал, что в позвонках SI и крестцово-подвздошных сочленениях уровень напряжений составляет 3,7 МПа. Уровень напряжений в зоне введения винтов в позвонок LI достигает значения 30,8 МПа. В позвонке LV уровень напряжений составляет 22,1 МПа, а в позвонке LIV — 10,5 МПа. Для позвонков LII, LIII напряжения находятся в пределах 5–6,2 МПа. Напряжение в области мест введения стержней в тазовую кость составляет 59,2 МПа. В позвонке SI максимальный уровень напряжений составляет 18,4 МПа. Наиболее напряженной частью металлоконструкции является место изгиба стержней (110,9 МПа).

В нашем исследовании проведен анализ напряженно-деформированного состояния систе-

мы «ИПТ» при различных вариантах фиксации позвоночника и таза транспедикулярной системой. При первом варианте фиксации наиболее напряженными зонами в костной ткани являются места введения транспедикулярных винтов с наибольшей концентрацией напряжений в LI, а также позвонок LV и область крестцово-подвздошных сочленений. В имплантате наиболее напряженной зоной является узел крепления винта LI. Возникновение высоких напряжений костной ткани в точках введения винтов, а также в проксимальной части имплантата, по-видимому, связано с тем, что в результате нагружения исследуемой системы изгибающий момент силы в большей степени передается на данные участки. Наличие относительно больших напряжений костной ткани в области LV и крестцово-подвздошных сочленений связано с тем, что они являются переходными по отношению к зафиксированному позвоночнику.

В случае включения в зону фиксации позвонка SI в костной ткани по-прежнему самыми нагружаемыми остаются точки введения винтов LI, однако в связи с увеличением длины фиксации позвоночника величина напряжений по сравнению с предыдущим вариантом уменьшилась на 5,2 МПа. При этом в области LII-LIV величина напряжений снижается, а потом значительно повышается на 5,7 МПа в позвонках LV и SI. Увеличение значений напряжений в этих позвонках объясняется тем, что зона LV-SI является переходной и на нее действуют срезающие усилия, что в значительной степени увеличивает напряжения как в костной ткани, так в имплантате и в узле крепления винтов позвонка SI.

Инструментация LI-LV в сочетании с введением стержней в таз (методика Гальвестона) в значительной степени изменяет топографию напряжений в системе «ИПТ» по сравнению с предыдущими расчетами. Как известно, таз перемещается на головках бедренных костей наподобие инверсионного маятника. В результате введения стержней в подвздошные кости происходит изменение биомеханических условий равновесия таза в сагиттальной плоскости, вследствие чего изгибающий момент передается как на зону контакта костной ткани со стержнями, так и на места введения винтов в позвонки LIV-LV. Передача момента сил на зону изгиба фиксирующего стержня приводит к концентрации максимальных напряжений имплантата в этой зоне (106,6 МПа), что при длительной асимметричной и импульсной нагрузке, характерной для повседневной активности пациента, может привести к усталостному перелому металлофиксатора.

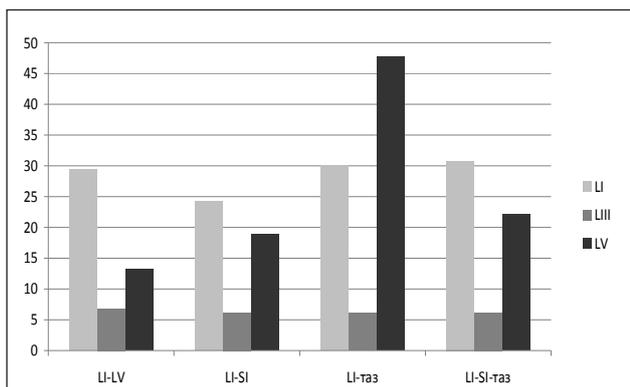


Рис. 5. Графики величины напряжений в костной ткани в местах введения винтов в позвонки L1, L3, L5 при различных вариантах фиксации системы «ИПТ»

Четвертый вариант фиксации изменил напряженно-деформированное состояние позвоночника следующим образом. Наибольшие напряжения наблюдаются в позвонках L1 и L5. Напряжения, возникающие в крыльях таза и SI, меньше по сравнению с предыдущим расчетом, что связано с перераспределением нагрузки вследствие увеличения точек фиксации позвоночника.

Целью нашего исследования не был сравнительный анализ вариантов фиксации позвоночника, так как каждый из них может применяться в той или иной клинической ситуации. Для уточнения показаний и особенности использования исследуемых вариантов инструментации позвоночника, на наш взгляд, целесообразно провести сравнительный анализ напряжений, возникающих в некоторых участках модели.

Так, сравнивая напряженно-деформированное состояние точек введения винтов в позвонки L1, L3, L5, можно сделать следующие выводы. При всех исследуемых вариантах фиксации величина напряжений в месте введения винта в позвонок L1 практически одинакова. Уменьшение их абсолютного значения наблюдается только при втором варианте фиксации, предусматривающем установку винтов от L1 до SI (рис. 5). В связи с этим в случае снижения костной массы на уровне L1 желательно использовать именно данный вариант фиксации позвоночника.

Величина напряжений в месте введения винтов в позвонок L3 практически не отличается при всех исследуемых вариантах. Пятый поясничный позвонок наиболее напряжен в случае фиксации L1-tаз. Поэтому при необходимости фиксации таза целесообразным является сочетать последнюю с дополнительной транспедикулярной фиксацией SI (рис. 5).

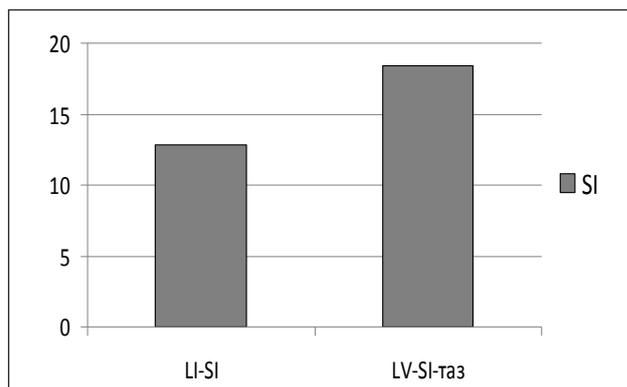


Рис. 6. Графики величины напряжений в костной ткани в области введения винтов в позвонок SI при втором и четвертом вариантах фиксации

На рис. 6 представлен график величины напряжений в костной ткани в области введения винтов в позвонок SI при инструментации L1-SI и L1-SI-tаз. Анализ графика показывает, что при втором варианте фиксации места введения винтов менее напряжены. Поэтому в случае возникновения выбора между этими вариантами инструментации позвоночника следует отдать предпочтение фиксации L1-SI, особенно если костная плотность SI снижена.

Величины напряжений костной ткани в области контакта с фиксирующим стержнем при 3-м и 4-м вариантах фиксации (64 и 59,2 МПа соответственно) отличаются друг от друга примерно на 7,5%, а величины напряжений в зоне изгиба стержней, установленных в таз, отличаются на 4,3 МПа, или на 3,9% (рис. 7). Такое напряженно-деформированное состояние свидетельствует о том, что вне зависимости от того, включен позвонок SI в зону фиксации или нет, напряжения как в подвздошной кости, так и в самом стержне остаются одинаковыми. При этом вероятность развития нестабильности конструкции вследствие перелома последней остается практически такой же.

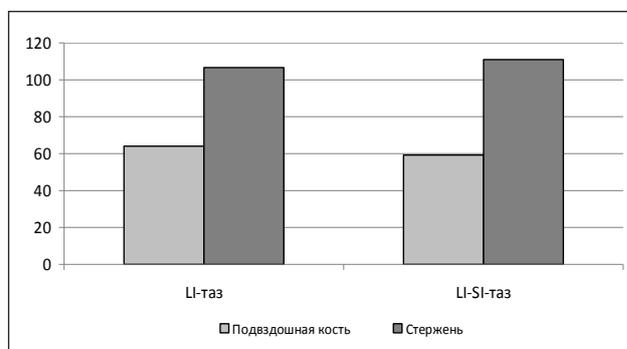


Рис. 7. Графики величины напряжений в крыльях подвздошной кости и в фиксирующем стержне при третьем и четвертом типах фиксации

Выводы

При всех вариантах транспедикулярной фиксации системы «имплантат–поясничный отдел позвоночника–таз» наиболее напряженными участками костной ткани являются места введения винтов в позвонки. При этом по мере удаления от этих зон величина напряжений костной ткани уменьшается.

Вне зависимости от протяженности инструментации позвоночника напряженно-деформированное состояние всех элементов системы «ИПТ» наиболее подвержено изменениям в крайних верхних и нижних зонах инструментации.

При использовании фиксации тазовой кости стержнями наиболее вероятным местом поломки последних является зона их изгиба.

Для уменьшения напряжений в области введения транспедикулярных винтов в позвонок L1 предпочтительным является использование варианта фиксации LI-SI.

Сравнение характера распределения напряжений в системе «ИПТ» при втором и третьем вариантах фиксации показывает, что напряженно-деформированное состояние системы является более благоприятным при протяженности инструментации LI-SI.

Дополнительная инструментация SI в сочетании с фиксацией тазовой кости не изменяет напряженно-деформированное состояние как фиксирующих стержней, так и зоны их контакта с костной тканью.

Литература

1. Исследование напряженно-деформированного состояния системы «позвочник-фиксирующее устройство» при различных вариантах фиксации / А.А. Мезенцев, Д.Е. Петренко, З.М. Мителева, А.В. Ярьско // Медицина и... — 2006. — № 3(14). — С. 14–18.
2. Моделирование поведения биомеханических систем «позвонок-эндопротез» на основе метода конечных элементов / В.А. Радченко, А.П. Шманько, Н.А. Ткачук, Ю.В. Вергельник // Ортопед. травматол. — 2005. — № 1. — С. 24–31. — ISSN 0030-5987.
3. Радченко В.А. Практикум по стабилизации грудного и поясничного отделов позвоночника / В.А. Радченко, Н.А. Корж. — Харьков: Прапор, 2004. — 156 с.
4. Образцов И.Ф. Проблемы прочности в биомеханике: учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / И.Ф. Образцов. — Москва: Высш. шк., 1988. — 311 с.
5. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
6. Finite element methods in spine biomechanics research / L.G. Gilbertson, V.K. Goel, W.Z. Kong et al. // CRC Crit Rev Biomed Eng. — 1995. — № 23 (Pt 5-6). — P. 411–473.
7. Goel V.K. Applications of the finite element method to thoracolumbar spine research — past, present and future / V.K. Goel, L.G. Gilbertson // Spine. — 1995. — № 20 (Pt 15). — P. 1719–1727.
8. Duval-Beaupere G. A barry centremetryc study of the saggital shape of the spine and pelvis / G. Duval-Beaupere, C. Schmidt, Ph. Casso // Ann. Biomed. Engineering. — 1992. — № 20. — P. 451–462.
9. Panjabi M.M. Biomechanical evaluation of spinal fixation device. A conceptual frame work / M.M. Panjabi // Spine. — 1988. — № 13. — P. 1129–1134.
10. Liu Y.K. Mathematical models of the spine and their experimental validation / Y.K. Liu, V.K. Goel // The Lumbar Spine and Back Pain / Ed. Jayson MIV. — 3rd ed. — New York: Churchill Livingstone, 1987. — P. 177–190.

Статья поступила в редакцию 30.11.10