

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «ГРУДНОЙ ОТДЕЛ ПОЗВОНОЧНИКА-ИМПЛАНТАТ» ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ВАРИАНТАХ ВЕНТРАЛЬНОГО СПОНДИЛОДЕЗА

Петренко Д.Е.

ДУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины»

Использование в современной хирургии сколиоза вентральных имплантатов показано для коррекции деформаций первого и пятого типа по Ленке с величиной основного искривления 50-70 по Коббу [1].

Начиная с того момента, когда впервые в середине 20-го века для коррекции сколиотической деформации предложена вентральная инструментация позвоночника при помощи имплантатов, среди ведущих ученых ведутся дискуссии касающиеся целесообразности применения данных имплантатов, методик их применения, показаний к установке и особенностей осложнений данного хирургического вмешательства.

Наряду с другими одной из наиболее перспективных является предложенная R. Gaines операция по методике «кость на кость (bone-on-bone), предусматривающая в ходе хирургического вмешательства тотальную дискэктомию, обеспечивающую значительную коррекцию деформации, сохранение подвижности позвоночника за счет сокращения зоны его фиксации, а также созревание костного блока на протяжении 3 месяцев после хирургического вмешательства [2].

Однако, до настоящего времени в современной литературе опубликованы только клинические результаты применения вентрального спондилодеза по методике «кость на кость». При этом, отсутствуют исследования касающиеся особенностей распределения напряжений в имплантате и фиксированном позвоночнике, не решен вопрос какой тип фиксации одно- или двустержневой наиболее благоприятно сказывается на результатах лечения. Также отсутствуют данные по сравнительному исследованию методики «кость на кость» с наиболее часто используемой техникой вентрального спондилодеза позвоночника, предусматривающей сочетание инструментации позвоночника с установкой костного трансплантата в межтеловой промежутке, образовавшийся после дискэктомии. Настоящая работа посвящена изучению вышеуказанных вопросов.

Нулевой гипотезой исследования является предположение, что использование операции «кость на кость» в сочетании с передней инструментацией позвоночника обеспечивает наиболее благоприятное напряженно-деформированное состояние системы «имплантат-грудной отдел позвоночника».

Цель исследования

Изучить напряженно-деформированное состояние системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» при различных вариантах вентрального спондилодеза.

Материалы и методы

При исследовании моделировали четыре варианта фиксации позвоночника: вентральный спондилодез конструкцией с одним фиксирующим стержнем, межтеловые промежутки заполнены губчатым костным трансплантатом (первый вариант фиксации); вентральный спондилодез конструкцией с двумя фиксирующими стержнями, межтеловые промежутки заполнены губчатым костным трансплантатом (второй вариант фиксации); вентральный спондилодез конструкцией с одним стержнем, тела позвонков плотно прилежат друг к другу (кость на кость)-третий вариант; вентральный спондилодез конструкцией с двумя стержнями, тела позвонков плотно прилежат друг к другу (кость на кость)-четвертый вариант фиксации.

Анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» проводился при помощи конечно-элементной модели грудного отдела позвоночника на протяжении T5-T10. Грудной отдел позвоночника был выбран в связи с наибольшей частотой использования конструкций для вентрального спондилодеза в данной анатомической области.

Для построения геометрической модели позвонков брались поперечные срезы, построенные по томограммам позвоночника (расстояние между срезами 3 мм). Хрящевой поверхности межпозвонковых суставов задавались в виде пластины толщиной 2 мм, что составляет среднестатистический показатель у субъектов в возрасте 14-18 лет [3].

Для возможности функциональных смещений, прикрепления мягких тканей и соответствия среднестатистическим анатомическим параметрам [4] в модель вносились изменения. Анатомические параметры, используемые при построении модели, указаны в таблице 1.

В качестве конструкции для вентрального спондилодеза были выбраны коммерчески доступные одностержневая система Stryker XIA и двухстержневая система Kaneda Anterior Spinal System (KASS). Геометрические параметры данных имплантатов представлены в табл.2.

Материалы считались однородными и изотропными. Механические характеристики биологических тканей и элементов фиксирующей конструкции, используемых в расчете, взяты из литературы [5] и приведены в табл. 3.

На модель накладывали ограничения по перемещениям на нижней плоскости тела позвонка T10 и его суставных масс. При исследовании определяли интенсивность приведенных напряжений.

В качестве нагрузки выбран вес вышележащей части тела. В расчетной модели вес вышележащей части тела для грудных позвонков составляет 25% от общего веса. Эта нагрузка распределяется следующим образом: 80% нагрузки приходится на тело позвонка и 20% на суставные массы. В данном исследовании предполагалось, что вес тела равен 700 Н, соответственно нагрузка на позвонок T5 составляет 175 Н [3].

Результаты

При анализе напряженно-деформированного состояния системы «грудной отдел позвоночника – имплантат» при первом варианте, предусматривающем одностержневую фиксацию и использование губчатого костного трансплантата получены следующие данные (рис.1).

Анализ НДС показал что основную нагрузку несет фиксирующий стержень. Более напряженной является передняя поверхность стержня между позвонками T7–T8 и T8–T9. Величина приведенных напряжений в этих областях достигает значения 50 МПа.

В грудном отделе позвоночника наиболее напряженными являются позвонки T7, T8, T9. В передней части тела позвонка T8 располагается зона с максимальным уровнем напряжений — 5,1 МПа. В позвонке T9 величина напряжений составляет 4,8 МПа, а в позвонке T7 — 4 МПа. В корнях дуг исследуемых позвонков уровень напряжений не превышает 3 МПа. Еще одна зона концентрации напряжений располагается в области входа крепежного винта в тело позвонка T10. Здесь величина напряжений достигает значения 4,6 МПа. Следует также отметить, что использование фиксирующего стержня с одной стороны приводит к смещению зон концентрации напряжений к правой стороне позвоночного столба, соответствующей стороне инструментации позвоночника.

Исследование второго варианта предусматривающий использование двухстержневой фиксации грудного отдела позвоночника и межте-

Таблица 1

Анатомические параметры грудного отдела позвоночника используемые при исследовании

Параметр	Величина
Клиновидность тел позвонков	5°
Величина грудного кифоза	30°

Таблица 2

Геометрические параметры имплантатов используемых при исследовании

Параметр	Величина (мм)	
	Stryker XIA	KASS
Диаметр стержня	5,5	3,5
Диаметр винта	6,5	4,5

Таблица 3

Механические характеристики биологических тканей и имплантатов

Ткань	E (МПа)	ν	$\sigma_{вр}$ (МПа)
Компактная кость	18350	0,3	128
Губчатая кость	330	0,3	10
Субхондральная кость	6900	0,2	
Хрящ	10,5	0,49	2
Сталь	210000	0,3	400

ловой спондилодез костным трансплантатом позволило выявить, что также, как и в первом варианте расчета, основную нагрузку несут фиксирующие стержни. За счет использования дополнительного стержня максимальное значение интенсивности напряжений в стержнях понизилось и составляет 40,4 МПа (рис.2).

Анализ НДС костной ткани показал, что характер распределения напряжений несколько изменился. В передней части тел позвонков напряжения распределены более равномерно по грудному отделу позвоночника и их значения меняются в пределах от 2,4 МПа (позвонки T5, T6) до 3 МПа (позвонки T7, T10). В корнях дуг уровень напряженного состояния не превышает 3,2 МПа (2,9 для первого варианта расчета), асимметрия напряжений в позвоночном столбе сохраняется. Отмечается ярко выраженная зона концентрации напряжений в области входа переднего винта в тело позвонка T10. Напряжения в этой области повысились до значения 7,4 МПа (4,6 МПа в первом варианте расчета). Также наблюдается повышение уровня напряженного состояния и в области входа винта в тело позвонка T5 — 4 МПа (2,3 МПа для первого варианта расчета).

Характер распределения интенсивности напряжений при третьем исследуемом варианте

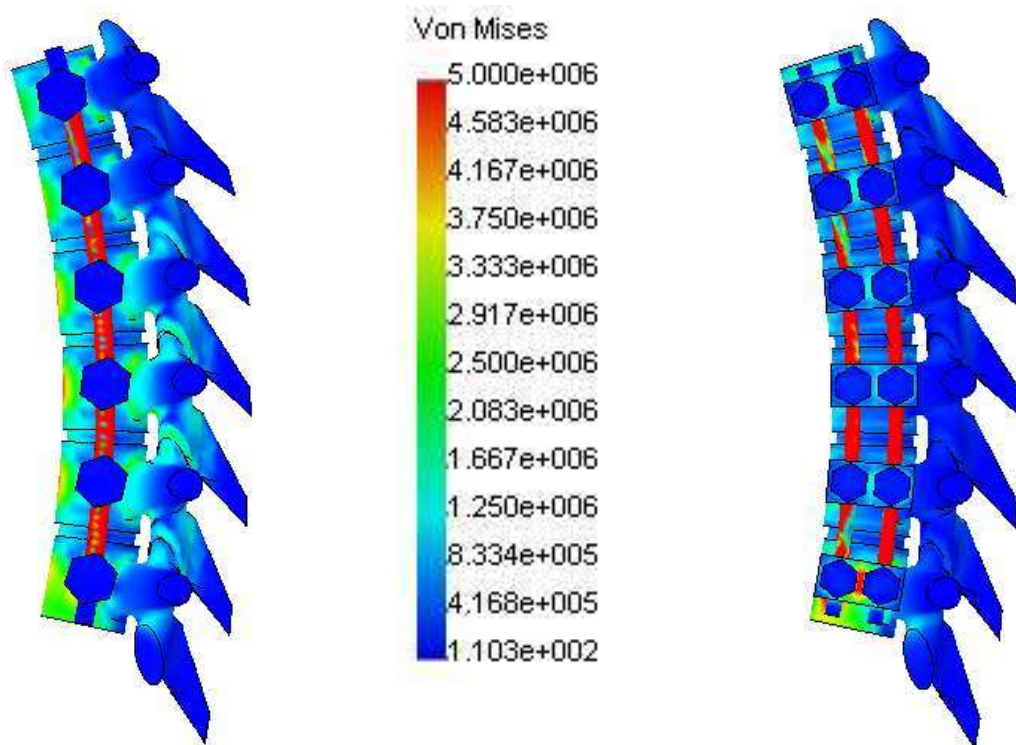


Рисунок 1. Распределение напряжений в модели системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» при первом варианте фиксации построенная методом конечных элементов

Рисунок 2. Распределение напряжений в модели системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» при втором варианте фиксации построенная методом конечных элементов

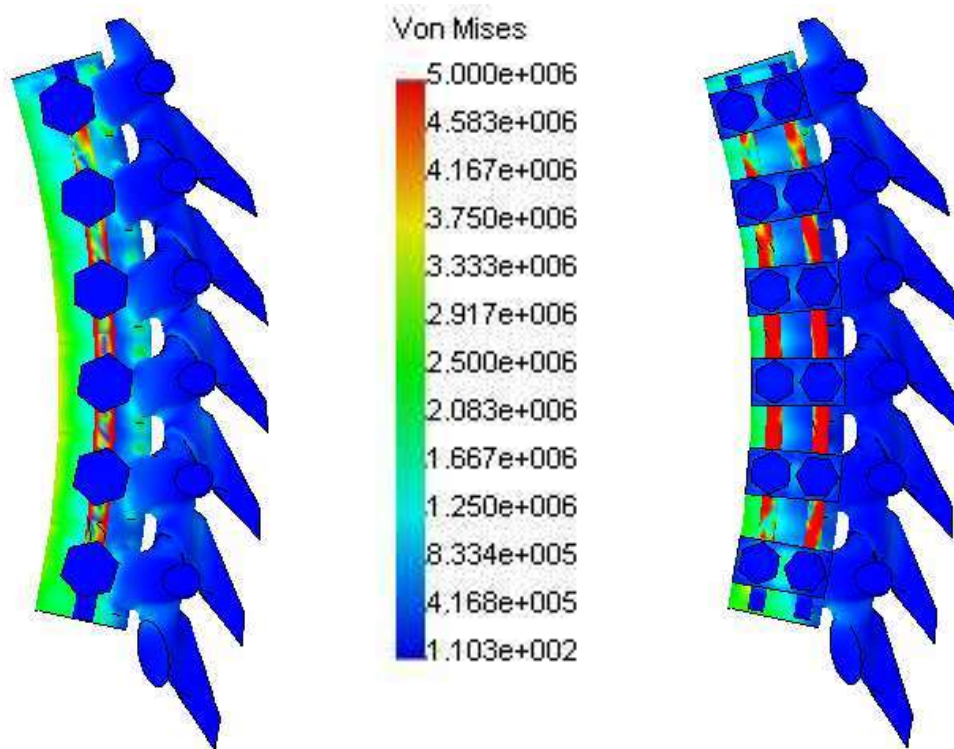


Рисунок 3. Распределение напряжений в модели системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» при третьем варианте фиксации построенная методом конечных элементов

Рисунок 4. Распределение напряжений в модели системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» при четвертом варианте фиксации построенная методом конечных элементов

был такой же как и при первом варианте фиксации, но в случае применения одностержневого имплантата и плотного контакта тел позвонков «кость на кость» максимальные значения напряжений в стержнях не превышают величины 12,7 МПа (50 МПа в первом варианте расчета) (рис. 3).

Характер распределения НДС в телах показал что, кроме зон концентрации напряжений в середине передней части тел позвонков, появились зоны концентрации напряжений и в области контакта тел позвонков Т7–Т9 в передней части. Уровень напряженного состояния в телах позвонков Т7–Т9 (3,9–4,3 МПа) немного понизился (4–5,1 МПа для первого варианта). Напряжение передающееся на грудной отдел позвоночника распределяется симметрично. Произошло перераспределение напряжений и в местах входа винтов в тела позвонков. Уровень напряженного состояния в этих местах стал более равномерным и не превышает 2,6 МПа (рис.3).

Четвертый вариант исследования, предполагающий спондилодез «кость на кость» и установку двустержневого имплантата показал следующее. добавление второго стержня не привело к существенному изменению напряженного состояния. В стержнях уровень напряженного состояния даже немного повысился до 15,9 МПа (12,7 МПа для одного стержня) (рис 4).

В телах позвонков распределение напряжений стало более равномерным. Уровень напряженного состояния меняется в пределах 2-3,2 МПа (для третьего варианта в пределах 2,2-4,3 МПа, для второго варианта 2,4-3 МПа). Появились ярко выраженные зоны концентрации напряжений в местах входа винтов в тело позвонка. Уровень напряженного состояния для области входа винта в тело позвонка Т5 составляет 3,9 МПа (2,3 для третьего варианта), а в тело позвонка Т10 — 4,8 МПа (2,6 МПа для третьего варианта). Позвоночник нагружается симметрично (рис. 4)

Обсуждение

При применении для вентрального спондилодеза грудного отдела позвоночника системы с одним фиксирующим стержнем в сочетании с заполнением межкостных промежутков костным губчатым трансплантатом наиболее напряженным элементом в исследуемой системе является непосредственно стержень, что, очевидно, объясняется недостаточной опороспособностью губчатого трансплантата, находящегося в межтеловом промежутке. В костной ткани напряжения достигают максимальных величин в области передней поверхности тел позвонков Т7-Т9, которые находятся на вершине грудного кифоза, что соответствует нормальной физиологической нагрузке грудного отдела позвоночника.

Кроме того, обнаружена зона концентрации напряжений в области введения винта в тело позвонка Т10, так как данная зона является переходной по отношению к нефиксированному позвоночному столбу. Ассиметричная вертикальная нагрузка грудного отдела позвоночника связана с тем, что наличие костных трансплантатов в межтеловом промежутке приводит к её неравномерному распределению, что характерно для консольных конструкций, каковой является передняя металлоконструкция.

При втором варианте фиксации, как и в предыдущем случае, основную нагрузку несут фиксирующие стержни, но так как количество стержней увеличилось интенсивность напряжений в них упала. Так же как и в первом варианте расчета в костной ткани наиболее напряженными остаются тела позвонков Т7-9. Увеличение зоны концентрации напряжений в области ввода позвонка Т10, а также увеличение их абсолютного значения в 1,5 раза является следствием разницы в жесткости между фиксированным и свободным от имплантата участками позвоночника.

Моделирование варианта вентрального спондилодеза «кость на кость» в сочетании с одностержневой фиксацией показало, что величина напряжений в фиксирующем стержне, а также в телах позвонков значительно упала по сравнению с предыдущими двумя расчетами, достигая своего максимума на вершине грудного кифоза. По видимому, причиной этого стало более равномерное распределение нагрузки между конструкцией и телами позвонков, что является следствием плотного контакта замыкательных их пластинок.

Использование двухстержневой системы в сочетании со спондилодезом «кость на кость» практически не изменило характер распределения НДС по сравнению с третьим вариантом расчетом. Конструктивные особенности системы KASS (наличие накладок на тела позвонков) стали причиной увеличения напряжений в стержнях на 20%, и в то же время выявлено уменьшение напряжений в костной ткани на 25%.

Сравнение величин напряжений в стержнях показало их уменьшение при использовании двух стержней. Тем не менее, напряжения в стержне при втором варианте фиксации больше таковых при третьем варианте фиксации на 24,7 МПа. Из рис. 5 видно, что наименьшего значения напряжения достигают при проведении спондилодеза по методике «кость на кость» (рис.5). Разницей между третьим и четвертым вариантом инструментации составляющей 3,2 МПа можно пренебречь так оба эти значения не превышают предела прочности имплантата.

На рис.6 представлены гистограммы напряжений в фиксированных металлоконструк-

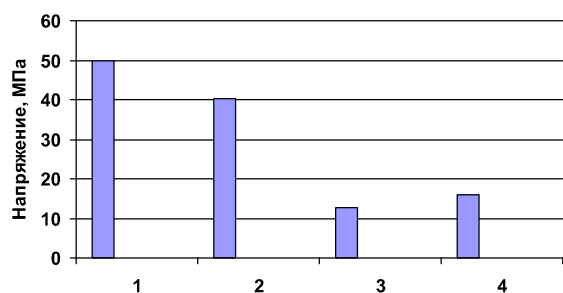


Рисунок 5. Гистограммы напряжений в стержнях имплантатов: 1-первый вариант фиксации; 2-второй вариант фиксации; 3-третий вариант фиксации; 4-четвертый вариант фиксации

цией позвонках. Соответственно полученным результатам, как и в случае со стержнями наиболее благоприятные величины напряжений выявлены при спондилодезе «кость на кость». Как и в случае со стержнями разница между величинами напряжений в костной ткани, находящимися в пределах 15-20% , не является критической.

Выводы

1. Использование методики «кость на кость» вне зависимости от типа металлоконструкции обеспечивает наиболее благоприятное распределение напряжений в системе «грудной отдел позвоночника- имплантат».

2. Увеличение количества стержней имплантата при инструментации позвоночника, сочетающейся с установкой в межкостный промежуток костных трансплантатов приводит к уменьшению величины напряжений как в костной ткани, так и в самом фиксирующем устройстве.

3. Наличие в межкостном промежутке костного трансплантата в сочетании с вентральным спондилодезом металлоконструкцией в большей степени приводит к ассиметричной нагрузке позвоночного столба.

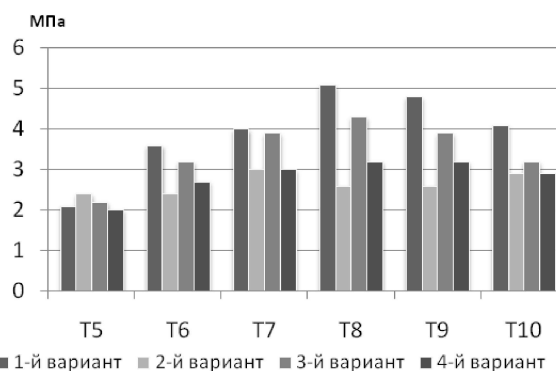


Рисунок 6. Гистограммы величины напряжений в телах позвонков при исследуемых вариантах фиксации системы «грудной отдел позвоночника - имплантат»

Литература

1. Bridwell K.H. Spinal instrumentation in the management of idiopathic scoliosis // CORR. 1997. V.335. P. 6472
2. Brodner W. Short Segment Bone-on-Bone Instrumentation for Single Curve Idiopathic Scoliosis / Brodner W., Yue W. M., Moller H. B., Gaines R.W. // SPINE. V. 28. P. S224–S233
3. Мезенцев А.А. Исследование напряженно-деформированного состояния системы «позвоночник-фиксирующее устройство» при различных вариантах фиксации / Мезенцев А.А., Петренко Д.Е., Мителева З.М., Ярьско А.В. // Медицина и...2006. №3(14). С.14-19.
4. Ashman R.B. Mechanical testing of spinal instrumentation / Ashman R.B., Birch J.G., Bone L.B. [et al] // CORR. 1988. V. 227. P.113-125.
5. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Рига: Зинатне, 1980. 320 с.

Поступила в редколлегию 12.11.2009

Исследование напряженно-деформированного состояния системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» при различных вариантах вентрального спондилодеза / Д. Е. Петренко // Медицина и... – 2009. – №4 (26). – С. 17-21

Представлены результаты сравнительного исследования напряженно-деформированного состояния системы «грудной отдел позвоночника-имплантат» при различных вариантах вентрального спондилодеза. Установлено, что использование методики «кость на кость» вне зависимости от типа металлоконструкции обеспечивает наиболее благоприятное распределение напряжений в системе «грудной отдел позвоночника-имплантат». Выявлено, что увеличение количества стержней имплантата при инструментации позвоночника, сочетающейся с установкой в межкостный промежуток костных трансплантатов приводит к уменьшению величины напряжений как в костной ткани, так и в самом фиксирующем устройстве.

Ключевые слова: грудной отдел позвоночника, вентральный спондилодез.

Дослідження напружено-деформованного стану системи «грудний відділ-імплантат» при різних варіантах вентрального спонділодезу / Петренко Д.Є. // Медицина и... – 2009. – №4 (26). – С. 17-21

Представлені результати порівняльного дослідження напружено-деформованного стану системи «грудний відділ хребта-імплантат» при різних варіантах вентрального спонділодезу. Встановлено, що використання методики «кість на кість» без залежності від типу металокопструкції забезпечує найбільш сприятливе розподілення напружень в системі «грудний відділ хребта-імплантат». Встановлено, що збільшення кількості стержнів імплантату при інструментарії хребта у сполученні зі встановленням в міжкістковий проміжок кісткових трансплантатів призводить до зменшення напружень як в кістковій тканині так й в фіксуючому пристрою.

Ключові слова: грудний відділ хребта, вентральний спондилодез.

Investigation of the stress-strain distribution in “thoracic spine-implant” system in different variants of ventral spondylodesis / Petrenko D. // Medicine and... – 2009. – № 4 (26). – P. 17-21.

Results of the stress-strain distribution of the “thoracic spine-implant” in the different types of the ventral spondylodesis are presented in the article. It is found that using the method “bone-on-bone” provides the most favorable stress distribution in the “thoracic spine-implant system” regardless of instrumentation type. It was revealed that decreasing of the rods amount in the cases of bone graft insertion into intervertebral gap results in stress decreasing in bone tissue and in the fixation device.

Key words: horacic spine, ventral spondylodesis.