

ЛІТЕРАТУРА

1. Валдина Е.А. Заболевания щитовидной железы / Е.А. Валдина // Петербург.- 2006. – 264 с.
2. Плешков В.Г. Проблемы ранней диагностики и лечения рака щитовидной железы / В.Г. Плешков, С.В. Коренев, В.В. Тугай // Рос. онкол. журнал. – 2002. – №5. – С.49-55.
3. Національний канцер-реєстр України / З.П. Федоренко, А.Н. Міщенко, Л.О. Гулак [та ін.] // К., 1998. – 117 с.
4. Рак в Україні, 2004-2005. Захворюваність, смертність, показники діяльності онкологічної служби / З.П. Федоренко, Л.О. Гулак, Є.Л. Горох [та ін.] // Бюлетень національного канцер-реєстру України. – 2006. – №7. – 96 с.
5. Рак в Україні, 2005-2006. Захворюваність, смертність, показники діяльності онкологічної служби / З.П. Федоренко, Л.О. Гулак, Є.Л. Горох [та ін.] // Бюлетень національного канцер-реєстру України. – 2007. – №87. – 96 с.
6. Рак щитовидной железы на фоне узловых образований / И.В. Решетов, В.О. Ольшанский, Е. И. Трофимов [и др.] // Российский онкологический журнал. – 2002. – №3. – С. 7-11.
7. Кондратьева Т.Т. Морфологическая диагностика узловых образований щитовидной железы / Т.Т. Кондратьева, А.И. Павловская, Е.А. Врублевская // Практ. онкология. – 2007. – Т. 8, №1. – С. 9-16.
8. Expression of p63 in papillary thyroid carcinoma, and in Hashimoto's thyroiditis: a pathologic link. / Unger P., Ewer M., Gan L. [et al.] // Hum. Pathol.. – 2003. – Vol.34, №8. – P.764-769.
9. Immunohistochemical detection of p53 homolog p63 in solid cell nests, papillary thyroid carcinoma, and Hashimoto's thyroiditis: A stem cell hypothesis of papillary carcinoma oncogenesis / Burstein D.E., Nagi C., Wang B.U. [et al.] // Hum. Pathol. – 2004. – Vol.35, №4. – P.465-473.
10. Esteve F. Prognostic markers in early breast cancer / F. Esteve, G. Hortobagyi // Brest Cancer Res. – 2004. – Vol.6, №3. – P.109-118.
11. The p53-homologue p63 may promote thyroid cancer progression / R. Malaguarnera, A. Mandarino, E. Mazzon [et al.] // Endocr Relat Cancer. – 2005. – Vol. 12, №4. – P. 953-971.
12. Understanding the role of p53 in cancer/ J. Bar, G. Blander, A. Damalas [et al.] // Cancer Research and Therapy. – 2002. – Vol. 92. – P. 174-175.
13. Дослідження медикаментозної резистентності злоякісних новоутворень ендометрію залежно від агрегації пухлинної патології у родовадах хворих. / І.П. Несіна, Л.І. Воробйова, Л.Г. Бучинська // Онкологія. – 2005. – Т.7, №3. – С. 201-204.
14. Expression of p63 in papillary thyroid carcinoma and in Hashimoto's thyroiditis: a pathobiologic link? / P. Unger, M. Ewart, B. Y. Wang [et al.] // H. Pathology. – 2003. – Vol.34 (8). – P. 764-769
15. Гланц С. Медико-биологическая статистика / С. Гланц // М.: Практика. – 1999. – 460 с.
16. Комарова Е.А. Супрессия p53: новый подход к преодолению побочных эффектов противоопухолевой терапии. / Е.А. Комарова, А.В. Гудков // Биохимия. – 2000. – №65 (1). – С. 48-56.
17. П.М. Чумаков Функция гена p53: выбор между жизнью и смертью / П.М. Чумаков// Биохимия, 2000; 65 (1):34-47.
18. Бондарева В.А. Значение прогностических маркеров опухолевой прогрессии Ki-67 и p53 в опухолях молочной железы / В.А. Бондарева, И.С. Шпонька // Морфология. – 2007. – Т1, №1. – С.40-44.
19. Correlation between p21 expression and clinicopathological findings, p53 gene and protein alterations, and survival in patients with endometrial carcinoma / Ito R., Sasano H., Matsunaga G. [et al.] // J. Pathology. – 1997. – №171. – С. 24-27.
20. Regulation of cell growth by estrogen signaling and potential targets in thyroid cancer. / Chen G.G, Vlantis A.C., Zeng Q. [et al.] // Cancer Drug Targets. – Aug. 2008. – Vol.8, №5. – P.367-377.
21. Wild type p53 sensitives soft tissue sarcoma cells to doxorubicin by down-regulating multidrug resistance-1 expression / Zhan M., Yu D., Lang A. [et al.] // Cancer. – 2001. – №92 (6). – P. 1556-1566.
22. Старение и гены / А.А. Москалев // Спб., Наука, 2008. – 358 с.
23. p63 deficiency activates a program of cellular senescence and leads to accelerated aging / Keyes W.M., Wu. Y., Vogel H., [et al.] // Genes and Develop. – 2005. – Vol.19. – P. 1986-1999.

© Мужичук О.В., Афанасьева Н.І., Мужичук В.В., 2009³

УДК: 616.711.-089.84:612:76

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ОДНО- И ДВУСТЕРЖНЕВЫХ ИМПЛАНТАТОВ ДЛЯ ПЕРЕДНЕГО СПОНДИЛОДЕЗА «КОСТЬ НА КОСТЬ»

Д.Е. Петренко

Государственное учреждение «Институт патологии позвоночника и суставов имени М.И. Ситенко АМН Украины», г. Харьков, Украина

При помощи метода конечных элементов произведен сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) одно- и двустержневых систем для переднего спондилодеза «кость на кость». В результате проведенного исследования установлено, что наиболее нагруженными элементами системы «грудной отдел позвоночника – имплантат» являются фиксирующие стержни и передние части тел инструментированных позвонков, находящиеся на вершине грудного кифоза. При этом, плотный контакт замыкательных пластинок тел позвонков при переднем инструментальном

спондилодезе позвоночника способствует сохранению нормальной физиологической нагрузке грудного отдела позвоночника.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: напряженно-деформированное состояние, передний спондилодез, спондилодез «кость на кость», позвоночные имплантаты

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ОДНО- ТА ДВОСТЕРЖНЕВИХ ІМПЛАНТАТІВ ДЛЯ ПЕРЕДНЬОГО СПОНДИЛОДЕЗУ «КІСТЬ НА КІСТЬ»

Д.Є. Петренко

Державна установа «Інститут патології хребта та суглобів імені М.І. Ситенка АМН України»,
Харків, Україна

За допомогою метода кінцевих елементів проведено порівняльний аналіз напружено-деформованого стану (НДС) одно- та двостержневих систем для переднього спондилодезу «кість на кість». В результаті дослідження встановлено, що найбільш навантаженими елементами системи «грудний відділ хребта – імплантат» є фіксуючі стержні та передні частини тіл інструментованих хребців, що знаходяться на вершині грудного кіфозу. При цьому, щільний контакт кінцевих пластинок тіл хребців при передньому інструментальному спондилодезі хребта сприяє збереженню фізіологічного навантаження грудного відділу хребта

КЛЮЧОВІ СЛОВА: напружено-деформований стан, передній спондилодез, спондилодез «кість на кість», хребцеві імплантати

COMPARATIVE ANALYZES OF SINGLE-ROD AND DOUBLE ROD FIXATION FOR ANTERIOR «BONE ON BONE» FUSION

D.E. Petrenko

State establishment «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkov, Ukraine

Using finite element method comparative analyzes of the stress-strain distribution of the single-rod and double-rod instrumentation for anterior «bone on bone» spinal fusion was done. It was revealed that the most loaded zones of the «thoracic spine-implant system» are rods and anterior parts of the vertebral bodies at the apex of the kyphosis. Close contact of the vertebral bodies in instrumented spine spares physiologic loading of the spine.

KEY WORDS: stress-strain distribution, anterior fusion, «bone on bone» fusion, spinal implants

Применение имплантатов для переднего спондилодеза с целью коррекции сколиотических деформаций является одной из современных тенденций современной хирургии позвоночника. В течение последнего десятилетия предложено значительное количество, как самих металлоконструкций, так и методик их применения [1].

Для улучшения результатов хирургических вмешательств, уменьшения риска возникновения ложных суставов в зоне инструментации, а также для уменьшения протяженности фиксации позвоночного столба американский ортопед R. Gaines [2] предложил методику переднего спондилодеза предусматривающую тотальную дискэктомию, обеспечивающую достижение плотного контакта замыкательных пластин тел позвонков – «кость на кость» [2].

Данная методика получила широкое распространение однако, в настоящее время среди ученых существуют разногласия о том применение какого типа имплантатов наиболее предпочтительно – одно- или двустержневого. При этом, в научной литературе отсутствуют как клинические так и экспериментальные данные касающиеся данного

вопроса.

В последнее время при проведении экспериментальных исследований в ортопедической биомеханике используется метод конечных элементов, позволяющий с достаточно высокой степенью достоверности оценить особенности распределения напряжений в системе «позвоночник-имплантат» при различных вариантах фиксации.

Все вышеуказанное стало предпосылкой для проведения нами данного сравнительного экспериментального исследования, цель которого сформулирована ниже.

Данная работа выполнена в рамках научно исследовательской работы «Вдосконалити діагностику та лікування сколіозу у дорослих», которая выполняется в Институте патологии позвоночника и суставов имени проф. М.И. Ситенко АМН Украины (№ государственной регистрации 0109U002014)

Цель – провести сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния системы «позвоночник-имплантат» при спондилодезе «кость на кость» с применением одно- и двустержневого имплантата для выяснения характера распределения напряжений.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для проведения данной работы использовали метод конечных элементов. Суть этого метода состоит в том, что исследуемый объект (в данном случае позвоночник и имплантат) разбивается на области более простой формы, геометрические размеры которой значительно меньше размеров конструкции. В математической модели реальное поле напряжений заменяется действием усилий и перемещениями в узловых точках, в которых происходит соединение элементов. Для каждого конечного элемента существует своя локальная система координат, в которой строятся уравнения [3].

Соотношение связывающие узловые усилия и перемещения конечного элемента можно записать в виде уравнения равновесия (жесткости) для элемента:

$$[k]\{x\}=\{f\},$$

где

$[k]$ – матрица жесткости элемента;

$\{x\}$ – вектор искомых неизвестных (перемещения в узлах элемента)

$\{f\}$ – вектор узловых усилий (для элемента).

Рассматривая уравнения равновесия всей модели в целом и учитывая при этом вклад

каждого элемента приходим к задаче решения системы алгебраических уравнений относительно всех узловых неизвестных данной модели. Разрешающее уравнение имеет вид

$$[K]\{X\}=\{F\},$$

где

$[K]$ – матрица жесткости модели;

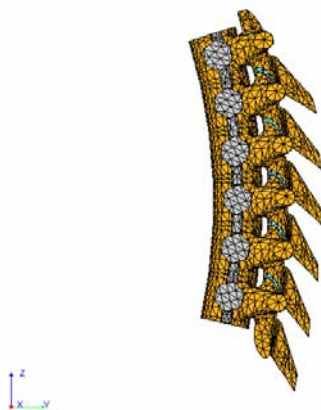
$\{X\}$ – вектор узловых перемещений;

$\{F\}$ – вектор узловых усилий.

Решив систему уравнений, по найденным перемещениям, возможно, определить компоненты деформаций и напряжений для любой точки тела. Найденное напряженно-деформированное состояние (НДС) чаще всего программно отображается графически, с закраской по уровням различных компонент НДС тела [4].

При исследовании проводили моделирование двух вариантов фиксации позвоночника: вентральный спондилодез конструкцией с одним стержнем, тела позвонков плотно прилегают друг к другу (кость на кость) – первый вариант фиксации; вентральный спондилодез конструкцией с двумя стержнями, тела позвонков плотно прилегают друг к другу (кость на кость) – второй вариант (рис. 1).

T5-T12_40-00-00_3-40- ABS@65-L- 157 48A-2



а)

T5-T12_42-00-00_4-420 ABS@65-O- 157 48A-2



б)

Рис. 1. Конечно-элементные модели системы «грудной отдел позвоночника - имплантат»: а) - первый вариант фиксации; б) - второй вариант фиксации

Анализ (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). Хрящевые поверхности межпозвонковых суставов задавались в виде пластины толщиной 2 мм, что составляет среднестатистический показатель у субъектов в возрасте 14-18 лет [1].

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

Таблица 1

Анатомические параметры грудного отдела позвоночника, используемые при исследовании

Параметр	Величина, (°)
Клиновидность тел позвонков	5°
Величина грудного кифоза	30°

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 [3] и приведены в табл. 3.

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 (E - модуль Юнга, μ - коэффициент Пуассона, σ_0 - предел прочности)

Ткань	E, (МПа)	μ	σ_0 (МПа)
Компактная кость	18 350	0,3	128
Губчатая кость	330	0,3	10
Субхондральная кость	6 900	0,2	
Хрящ	10,5	0,5	2
Сталь	210 000	0,3	400

На модель накладывали ограничения по перемещениям на нижней плоскости тела позвонка T10 и его суставных масс. При исследовании определяли интенсивность введенных 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 равна 700 Н, соответственно нагрузка на позвонок T5 составляет 175 Н [5].

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

При анализе НДС системы «грудной отдел позвоночника – имплантат» при первом варианте фиксации нами было выявлено следующее.

Основную нагрузку несет фиксирующий стержень. Зона максимальных напряжений в нем находится на уровне T7-T9 позвонков, что соответствует вершине грудного кифоза, и составляет 12,7 МПа. В костной ткани зоны концентрации напряжений находятся в середине передней части тел позвонков. Наиболее интенсивные напряжения регистрируются в области контакта передней части тел позвонков T7-T9. Здесь уровень напряженного состояния находится в пределах

3,9-4,3 МПа (рис. 2).

При втором варианте фиксации, включающем в себя спондилодез «кость на кость» в сочетании с использованием двухстержневого имплантата нами установлено, что как и в первом случае основную нагрузку несет фиксирующий стержень. В зоне концентрации максимальных напряжений, приходящихся на вершину грудного кифоза (T7-T9), их величина составляет 15,9 МПа (рис. 2). В костной ткани уровень напряженного состояния на этом же уровне находится в пределах 2-3,2 МПа. В этом случае появились ярко выраженные зоны концентрации напряжений в местах входа винтов в тело позвонка. Уровень напряженного состояния для области входа переднего винта в тело позвонка T5 составляет 3,9 МПа, а в тело позвонка T10 – 4,8 МПа.

Моделирование варианта вентрального спондилодеза «кость на кость» в сочетании с одностержневой фиксацией показало, что основные напряжения приходятся на фиксирующий стержень, и достигают своего максимума на вершине грудного кифоза, что соответствует нормальной физиологической нагрузке грудного отдела позвоночника. Данный факт свидетельствует о том, что фиксация позвоночника металлоконструкцией при спондилодезе «кость на кость» не изменяет биомеханические условия функционирования позвоночного столба, что в свою

очередь является залогом стабильности системы «грудной отдел позвоночника – имплантат».

Использование двухстержневой системы в сочетании со спондилодезом «кость на кость» способствовало более равномерному распределению НДС по сравнению с первым вариантом расчета. Конструктивные особенности системы KASS (наличие накладок на тела позвонков) стали причиной увеличения

напряжений в стержнях на 20%, однако в то же время выявлено уменьшение напряжений в костной ткани на 25%.

Сравнение величин напряжений в стержнях показало их уменьшение при использовании двух стержней. Однако разница между первым и вторым вариантами инструментации находящаяся в пределах 20% не является существенной, так оба эти значения не превышают предела прочности имплантата.

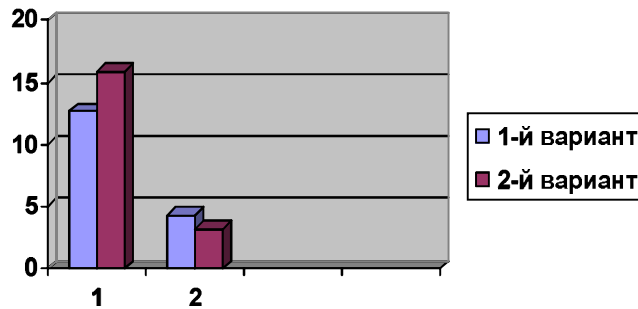


Рис. 2. Гистограмма интенсивности напряжений в системе «грудной отдел позвоночника - имплантат» при первом и втором вариантах фиксации: 1-стержни; 2-вершина грудного кифоза

Таким образом, при коррекции деформации по методике «кость на кость» правомочно использовать как одностержневую так и двухстержневую системы фиксации. Плотный контакт замыкательных пластин тел позвонков, являющийся следствием тотальной резекции межпозвонкового диска способствует благоприятному распределению напряжений, как в костной ткани, так и в имплантате.

ВЫВОДЫ

1. Наиболее нагруженными элементами системы «грудной отдел позвоночника – имплантат» являются фиксирующие стержни и передние части тел инструментированных позвонков, находящиеся на вершине грудного кифоза.
2. Плотный контакт замыкательных пла-

стинок тел позвонков при переднем инструментальном спондилодезе позвоночника способствует сохранению нормальной физиологической нагрузки грудного отдела позвоночника.

3. Использование двухстержневой системы в сочетании с накладками на тела позвонков приводит к более равномерному распределению напряжений в костной ткани по сравнению с одностержневой системой.

Перспективным направлением дальнейших исследований является изучение процесса формирования межтелового спондилодеза при применении методики «кость на кость» в эксперименте у лабораторных животных.

ЛИТЕРАТУРА

1. Исследование напряженно-деформированного состояния системы «позвоночник-фиксирующее устройство» при различных вариантах фиксации / А. А. Мезенцев, Д.Е. Петренко, З.М. Мителева [и др.] // Медицина и... – 2006. – №3(14). – С.14-19.
2. Brodner W. Short Segment Bone-on-Bone Instrumentation for Single Curve Idiopathic Scoliosis / W. Brodner, W.M. Yue, H. B. Moller, R.W. Gaines // Spine. – 2007. – Vol. 28. – № 20S. – P. 224-233
3. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. – Рига: Зинатне, 1980. – 320 с.
4. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике / О.К. Зенкевич. – М: Мир, 1978. – 519 с.
5. Ashman RB Mechanical testing of spinal instrumentation / Ashman RB, Birch JG, Bone LB// CORR. – 1988. – № 227. – P.113-125.

© Петренко Д.С., 2009