

УДК 616.71-001.514-031.14-083.98

БАРЫШ А.Е.<sup>1</sup>, КОЗЫРЕВ С.А.<sup>2</sup>, ЯРЕСЬКО А.В.<sup>1</sup><sup>1</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», г. Харьков<sup>2</sup>КУЗ «Харьковская областная клиническая травматологическая больница»

## МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПЕРЕДНЕГО МЕЖТЕЛОВОГО СПОНДИЛОДЕЗА РИГИДНЫМИ И ДИНАМИЧЕСКИМИ ЦЕРВИКАЛЬНЫМИ КОНСТРУКЦИЯМИ В СЛУЧАЕ ОТСУТСТВИЯ ПОЛНОГО КОНТАКТА МЕЖТЕЛОВОЙ ОПОРЫ И КАУДАЛЬНОЙ ЗАМКАТЕЛЬНОЙ ПЛАСТИНЫ ПОЗВОНКА CIV

**Резюме.** Динамические конструкции в последнее время все чаще используют для выполнения переднего межтелового спондилодеза при травмах и заболеваниях шейного отдела позвоночника. Это обусловлено их экспериментально доказанными преимуществами над ригидными конструкциями. Доказано, что успешность переднего межтелового спондилодеза во многом зависит от качества восстановления межтеловой опоры. **Цель:** провести исследование напряженно-деформированного состояния конечно-элементной модели шейных позвоночных сегментов CIII/CVII при моделировании бисегментарного переднего межтелового спондилодеза CIV/CVI ригидной и динамической гибридной конструкциями при отсутствии полного контакта межтеловой опоры с каудальной замыкательной пластиной позвонка CIV.

**Методы.** Для проведения эксперимента использована усовершенствованная четырехсегментарная конечно-элементная модель CIII/CVII позвоночных двигательных сегментов. Для проведения расчетов использовали лицензионную программу ANSYS. В 1-м варианте расчета моделируют жесткую фиксацию винтами ригидной конструкции. Во 2-м варианте моделируют динамическую фиксацию, ротационное перемещение краниальной пары винтов и трансляционно-ротационное перемещение каудальной пары винтов динамической конструкции.

**Результаты.** При использовании ригидной конструкции в данных условиях межтеловая опора не подвергается постоянной осевой нагрузке, что может привести к несращению или замедленному сращению. Для динамической конструкции величины напряжений Мизеса в вертикальном цилиндрическом сетчатом имплантате и заполняющих его костных трансплантатах существенно не изменялись, что свидетельствует о наличии постоянного приложения осевой нагрузки к этим элементам конструкции.

**Выводы.** При моделировании переднего межтелового спондилодеза с помощью ригидных конструкций наблюдали явление экранирования нагрузки, а при использовании динамических конструкций нагрузка более равномерно распределялась между имплантатами и элементами фиксированных позвоночных двигательных сегментов.

**Ключевые слова:** математическое моделирование, метод конечных элементов, передний межтеловый спондилодез, ригидные цервикальные конструкции, динамические цервикальные конструкции.

### Введение

По данным научной литературы, динамические конструкции (ДК) в последнее время все чаще используют для выполнения переднего межтелового спондилодеза (ПМС) при травмах и заболеваниях шейного отдела позвоночника (ШОП), что обусловлено их экспериментально доказанными преимуществами над ригидными конструкциями (РК), заключающимися в обеспечении более пропорционального распределения нагрузки между пластиной, винтами, межтеловой опорой и телами позвонков, что способствует оптимизации процесса межтелового сращения и значительно уменьшает количество осложнений [4, 8].

Доказано, что успешность ПМС во многом зависит от качества восстановления межтеловой опоры [5, 9, 17]. В современной научной литературе наиболее полно освещены аспекты применения костных кортикально-губчатых аутотрансплантатов (ККГАТ) для ее восстановления как в клинических исследованиях, так и при проведении математического моделирования ПМС, в то время как количество публикаций о вертикальных цилиндрических сетчатых

© Барыш А.Е., Козырев С.А., Яреско А.В., 2015

© «Травма», 2015

© Заславский А.Ю., 2015

имплантатах (ВЦСИ) несколько ограничено [1, 2, 5, 10, 19, 22–25, 28].

В то же время нами найдена лишь одна работа, где авторы изучали изменение напряженно-деформированного состояния (НДС) конечно-элементной модели (КЭМ) ШОП после ПМС трансляционной ДК при моделировании пролабирования межтеловой опоры [15].

**Цель работы** — исследование напряженно-деформированного состояния в конечно-элементной модели СШ/СVII при моделировании переднего бисегментарного межтелового спондилодеза CIV/CVI ригидной и динамической гибридной трансляционно-ротационной конструкцией в случае отсутствия полного контакта межтеловой опоры с каудальной замыкательной пластиной позвонка CIV.

## Материал и методы

Для проведения эксперимента нами использована усовершенствованная четырехсегментарная КЭМ СШ/СVII позвоночно-двигательных сегментов (ПДС) с учетом особенностей структуры межпозвоночного диска, нелинейных характеристик связочного аппарата ШОП [7, 20, 26, 27]. Данная КЭМ СШ/СVII состоит из 33 590 десятиузловых изопараметрических конечных элементов и имеет 55 163 узла [7]. В исследовании на КЭМ имитировано воздействие вертикальной статической неразрушающей нагрузки, равной  $P = 1\,520\,100\text{ Н}$  [7]. Для проведения расчетов использовали лицензионную программу ANSYS.

В качестве прототипов имплантатов использовали известные ВЦСИ, РК и гибридную трансляционно-ротационную ДК, разработанные в ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины» [11–13].

С учетом того, что несущая способность переднего опорного комплекса в послеоперационном периоде может быть утрачена в силу некоторых причин (резорбция или дислокация ККГАТ, пролабирование ВЦСИ в тела позвонков и др.), нагрузка на фиксирующие конструкции (пластины и винты) может значительно возрасти, что способно привести к серьезным осложнениям ПМС.

Так, при использовании ротационных ДК выкручивание винтов встречается в 10–16,6 % случаев, поломка винтов — в 2,6 %, наблюдают случаи перфорации винтами пищевода [8]. При применении гибридных ДК выкручивание винтов встречается у 6,6 % больных [8]. С другой стороны, уменьшение высоты оперированного сегмента в таком случае может привести к миграции межтеловой опоры и пластины, несращению. При использовании трансляционных ДК псевдоартроз встречается в 4,7–8,5 % случаев, вентральная миграция ДК и ККГАТ — в 2,3–3,5 %, замедленное образование костного блока — в 8,3 % [8].

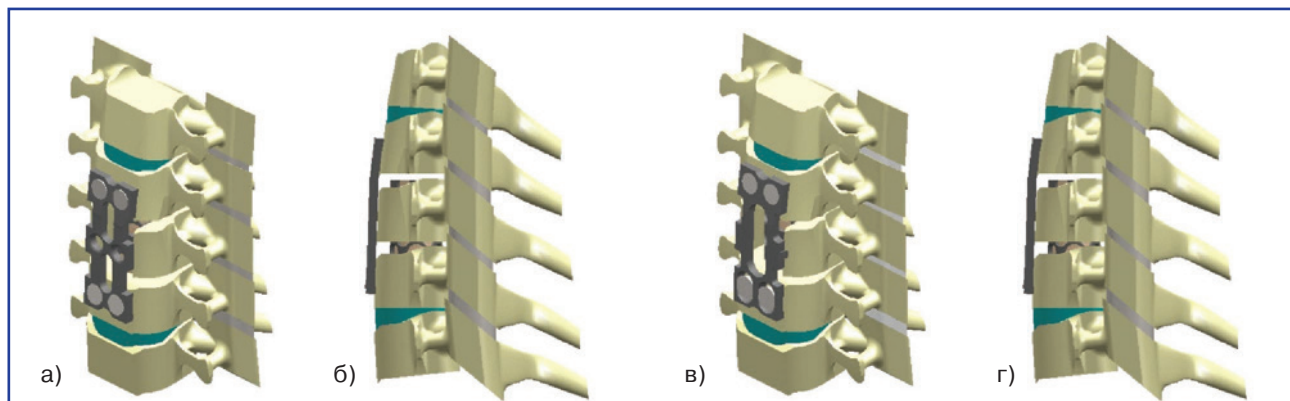
Вентральная миграция ККГАТ и ДК при использовании ротационных ДК встречается в 10–16,6 % случаев, а псевдоартроз — в 16 % случаев [8]. При применении гибридных ДК их вентральная миграция встречается в 3,3 % случаев, миграция ККГАТ — в 6,6 %, псевдоартроз наблюдается в 3,3–13,3 % случаев [8].

Известно, что изменения в шейных ПДС после проведения костно-пластического ПМС подчиняются законам Heuter — Volkman и Wolff [4].

Согласно закону Heuter — Volkman, чрезмерная нагрузка, которая действует на растущую и перестраивающуюся кость, приводит к дистрофии отделов, к которым приложена наибольшая нагрузка. Согласно закону Wolff, ремоделирование кости в зоне спондилодеза происходит в соответствии с направлением приложенных сил. Таким образом, для формирования успешного межтелового сращения межтеловая опора должна перманентно подвергаться осевой нагрузке.

Проведенные экспериментальные исследования выявили преимущества ДК над РК, заключающиеся в обеспечении более пропорционального распределения нагрузки между имплантатами и телами позвонков, в возможности динамической компрессии восстановленной межтеловой опоры в межтеловом промежутке [14].

Поэтому, по условиям эксперимента, при моделировании ПМС CIV/CVI в первом (РК) и втором (ДК) варианте расчета ВЦСИ не имеет полного кон-



**Рисунок 1. Расчетные модели: а, б) модель ригидной конструкции; в, г) модель динамической гибридной трансляционно-ротационной конструкции**

такта с каудальной замыкательной пластиной позвонка C1V (расстояние между ними 1 мм), контакт с краниальной замыкательной пластиной позвонка C1V полный.

РК и ДК установлены по вентральной поверхности тел позвонков C1V и C1VI, после чего в их краниальные и каудальные отверстия установлены два винта в тело C1V позвонка и два — в тело C1VI позвонка.

В 1-м варианте расчета моделируют жесткую фиксацию винтами РК (рис. 1 а) [3].

Во 2-м варианте моделируют динамическую фиксацию, ротационное перемещение краниальной пары винтов и трансляционно-ротационное перемещение каудальной пары винтов ДК (рис. 1 в, г) [6].

## Результаты и обсуждение

При исследовании НДС КЭМ СIII/CVII получены результаты, которые представлены в табл. 1–3.

Вентральная фиксация позвонков C1V и C1VI РК и ДК и отсутствие полного контакта ВЦСИ и каудаль-

ной замыкательной пластины тела C1VI существенно не повлияли на значение величин Мизеса и распределение НДС в интактных ПДС и элементах заднего опорного комплекса фиксируемых позвоночных сегментов исследуемой КЭМ.

В телах позвонков C1V и C1VI в области контакта их замыкательной пластины с ВЦСИ и заполняющими их ККГАТ распределение НДС существенно изменилось (табл. 1).

Величина напряжений Мизеса на краниальной замыкательной пластине тела позвонка C1V для 1-го и 2-го вариантов расчета увеличилась на 90 % по сравнению с интактной моделью (табл. 1). При сравнении этих значений с вариантом расчета в случае полного контакта ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков определили уменьшение НДС для РК на 43 %, для ДК — на 14 %.

Величина напряжений Мизеса на краниальной замыкательной пластине тела позвонка C1VI для 1-го варианта увеличилась в 2,3 раза, а для 2-го — более чем в 6,5 раза по сравнению с интактной моделью,

**Таблица 1. Величины напряжений Мизеса в модели СIII/CVII при моделировании переднего межтелового спондилодеза C1V/C1VI ригидной и динамической конструкции (МПа)**

Исследуемый элемент	Интактная модель	РК с восстановленной межтеловой опорой	ДК с восстановленной межтеловой опорой	РК с неполным контактом ВЦСИ и каудальной замыкательной пластины позвонка C1V	ДК с неполным контактом ВЦСИ и каудальной замыкательной пластины позвонка C1V
<b>Тело позвонка: краниальная/каудальная замыкательная пластина</b>					
C3	1,3/0,6	1,2/0,9	1,2/0,9	1,2/0,9	1,1/0,9
C4	1/0,6	3,3/3,2	2,2/2,7	1,9/1	1,9/2,7
C6	0,8/0,7	7/2,2	6,9/2,2	1,9/0,9	6,1/1,8
C7	0,7/0,7	0,9/1	0,9/1,1	0,8/1	0,8/1
<b>Корни дуг</b>					
C3	2,5	2,4	2,4	2,4	2,3
C4	3,8	8,2	4,6	9	2,8
C5	3,3	0,4	4,3	1,2	3,4
C6	7	14,4	13,7	7	11,1
C7	1,7	1,5	1,5	1,5	1,4
<b>Пластины дуги</b>					
C3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,3
C4	0,2	1,9	1,7	0,9	1,3
C5	0,2	0,4	0,6	0,5	0,5
C6	0,2	2	2,1	0,4	1,9
C7	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
<b>Суставные массы</b>					
C3	2	2	2,2	2,1	2,1
C4	2,2	1,9	1,8	3,5	1,7
C5	2,3	1	1,2	3,1	1,3
C6	2,3	1,7	1,9	2	1,9
C7	1,6	1,7	1,6	1,7	1,7

а по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков уменьшилась для РК на 73 %, для ДК — на 12 % (табл. 1).

НДС на каудальной замыкательной пластине тела позвонка СIV для 1-го варианта расчета увеличилось на 40 %, для 2-го — более чем на 350 % по сравнению с интактной моделью, а по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков для РК уменьшилось на 69 %, для ДК не изменилось.

Величина напряжений Мизеса на каудальной замыкательной пластине тела позвонка CVI увеличилась на 28 % для 1-го варианта расчета, для 2-го — увеличилась на 171 % (табл. 1) по сравнению с интактной моделью, а по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков снижалась для РК на 60 %, для ДК — на 19 %.

Величина напряжений Мизеса в корнях дуг позвонка СIV по сравнению с интактной моделью для 1-го варианта расчета увеличилась на 136 %, для 2-го — уменьшалась на 21 %, по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков для РК увеличилась на 10 %, для ДК уменьшилась на 40 % (табл. 1).

Величина напряжений Мизеса в корнях дуг позвонка CV по сравнению с интактной моделью для 1-го варианта уменьшилась на 63,7 %, в то время как для 2-го варианта имела тенденцию к незначительному увеличению, по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков для РК увеличилась в 3 раза, для ДК уменьшилась на 21 % (табл. 1).

Величина напряжений Мизеса в корнях дуг позвонка CVI по сравнению с интактной моделью для

1-го варианта не изменялась, а для 2-го варианта увеличивалась на 58 %, по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков для РК уменьшилась на 105 %, для ДК — на 23 % (табл. 1).

Величина напряжений Мизеса на пластинах дуги позвонка СIV по сравнению с интактной моделью увеличилась для 1-го варианта расчета в 4,5 раза, для второго — в 6,5 раза (табл. 4). НДС на пластинах дуги позвонка CV для 1-го и 2-го вариантов расчета увеличились в 2,5 раза и между собой не отличались. Величина напряжений Мизеса на пластинах дуги позвонка CVI для 1-го варианта расчета увеличилась в 2 раза, для 2-го — в 9,5 раза. Величина напряжений Мизеса суставных масс (табл. 1) позвонка СIV по сравнению с интактной моделью увеличилась для 1-го варианта расчета на 59 %, а для 2-го варианта имела тенденцию к уменьшению на 19 %. Величина напряжений Мизеса суставных масс позвонка CVI по сравнению с интактной моделью уменьшилась для 1-го варианта на 13 %, для 2-го варианта имела тенденцию к уменьшению на 17 %. НДС суставных масс позвонка CV по сравнению с интактной моделью для 1-го варианта расчета увеличилось в 1,3 раза, для 2-го варианта уменьшилось в 1,6 раза.

Величина напряжений Мизеса для перифокальной костной ткани в области винтов в краниальном отделе пластины по сравнению с интактной моделью для 1-го варианта увеличилась на 55 %, для 2-го варианта уменьшилась на 30 % (табл. 2), а по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков для РК также увеличивалась на 50 %, для ДК не изменялась.

Величина напряжений Мизеса для перифокальной костной ткани в области винтов в каудальном отделе пластины по сравнению с интактной моде-

**Таблица 2. Величины напряжений Мизеса в костной ткани тел позвонков перифокально в области проведения винтов и контакта с шипами пластин (МПа)**

Исследуемая область	Интактная модель	РК с восстановленной межтеловой опорой	ДК с восстановленной межтеловой опорой	РК с неполным контактом ВЦСИ и каудальной замыкательной пластины позвонка СIV	ДК с неполным контактом ВЦСИ и каудальной замыкательной пластины позвонка СIV
Винты краниального отдела пластины	2	2,2	1,4	3,1	1,4
Винты каудального отдела пластины	2,2	2,7	3,2	12,4	2,8
Шипы краниального отдела пластины	2,3	6,2	3,6	2	3
Шипы каудального отдела пластины	2,3	4	3,8	3	3,1
Шипы центрального отдела пластины	1,6		21,4		16,2

лью для 1-го варианта увеличилась на 463 %, для 2-го — на 27 %, по сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков для РК данная величина значительно не изменилась, для ДК уменьшилась на 13 %.

Величина напряжений Мизеса для перифокальной костной ткани в области шипов краниального отдела пластины по сравнению с интактной моделью для 1-го варианта уменьшилась на 13 %, для 2-го — увеличилась на 30 %; для перифокальной костной ткани в области шипов каудального отдела пластины в 1-м варианте расчета увеличилась на 30 %, во 2-м — на 34 %.

По сравнению с вариантами расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков, величина напряжений Мизеса для перифокальной костной ткани в области шипов краниального отдела пластины для РК уменьшилась в 3 раза, для ДК незначительно уменьшилась, для перифокальной костной ткани в области шипов каудального отдела пластины уменьшилась для РК на 25 %, для ДК — на 19 %.

Величина напряжений Мизеса для перифокальной костной ткани в области шипов центрального отдела пластины для 2-го варианта расчета по сравнению с костной тканью тела CV интактной модели увеличилась в 10 раз, а по сравнению с вариантом расчета с полным контактом ВЦСИ с телами фиксируемых позвонков уменьшилась на 25 %. Данный результат для шипов в центральном отделе пластины

обусловлен явлением распределения нагрузки при использовании ДК [4].

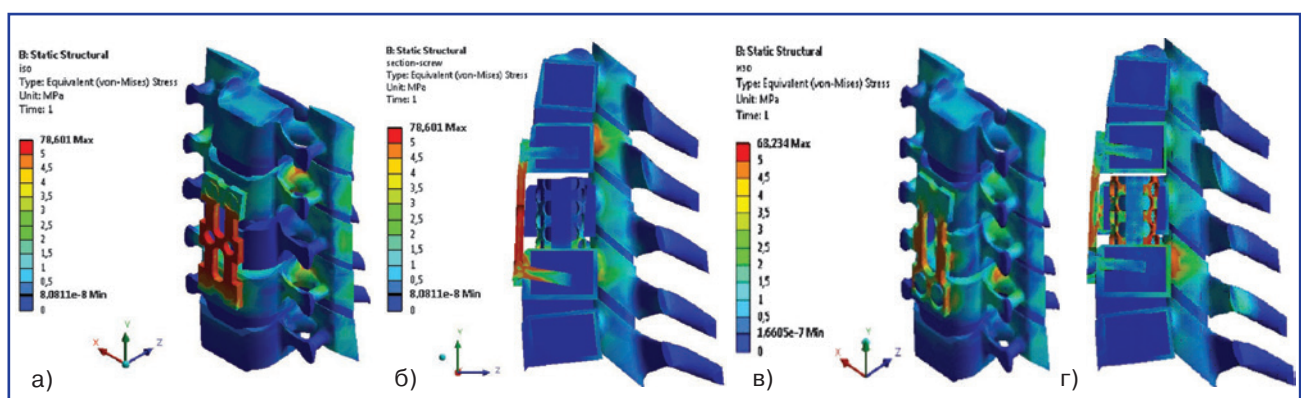
Величина напряжений Мизеса пластины для 1-го варианта расчета увеличилась на 216 % по сравнению с ригидной конструкцией с восстановленной межтеловой опорой (табл. 3). Для 2-го варианта расчета величина напряжений Мизеса пластины уменьшилась на 14,7 % по сравнению с динамической конструкцией с восстановленной межтеловой опорой (табл. 3).

Максимальный уровень напряженного состояния в пластине определяется в ее средней части для 1-го варианта расчета, а для 2-го варианта расчета — в нижней части (рис. 3). Величина напряжений Мизеса в ВЦСИ для 1-го варианта расчета уменьшилась на 88,9 %, а для 2-го варианта расчета — на 10,2 % (табл. 3). Максимальные значения напряжений Мизеса в ВЦСИ наблюдаются для 1-го варианта расчета в вентральном каудальном его отделе, а для 2-го — в дорсальном каудальном отделе (рис. 3). Величина напряжений Мизеса для ККГАТ, заполняющих ВЦСИ, для 1-го варианта расчета уменьшилась в 5 раз, а для 2-го — уменьшилась на 10 % (табл. 3).

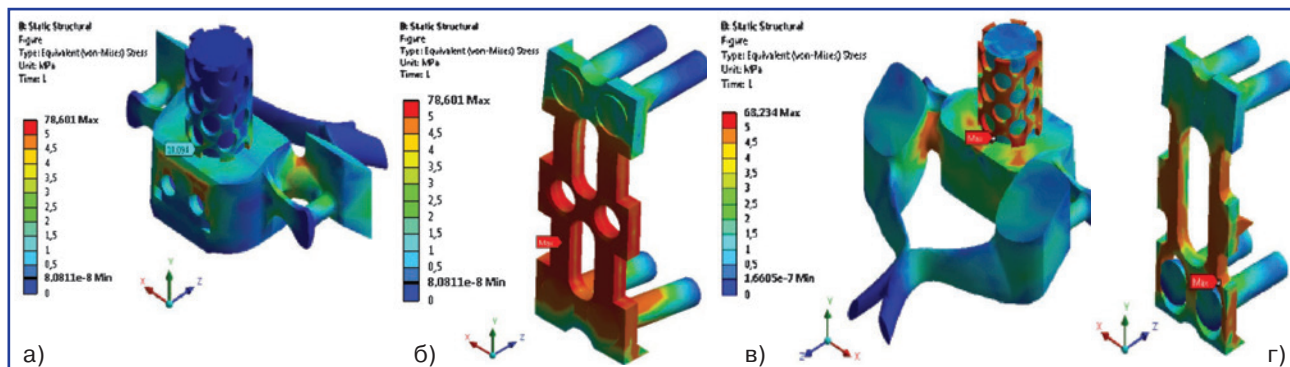
Анализируя полученные данные математического моделирования для 1-го и 2-го вариантов расчета и сравнивая их с данными, полученными для интактной модели и при наличии полного контакта межтеловой опоры и фиксированных позвонков, мы предполагаем, что при использовании РК межтеловая опора не подвергается постоянной осевой нагрузке,

**Таблица 3. Величины напряжений Мизеса в элементах фиксирующих конструкций (МПа)**

Элементы фиксирующих конструкций	РК с восстановленной межтеловой опорой	ДК с восстановленной межтеловой опорой	РК с неполным контактом ВЦСИ и каудальной замыкательной пластины позвонка CIV	ДК с неполным контактом ВЦСИ и каудальной замыкательной пластины позвонка CIV
ВЦСИ	90,4	75,9	10,1	68,2
ККГАТ, заполняющие ВЦСИ	3	3	0,6	2,7
Пластина	24,8	19,1	78,6	16,3



**Рисунок 2. Распределение напряжений Мизеса в конечно-элементной модели CIII/CVII при моделировании переднего межтелового спондилодеза CIV/CVI: а, б) общий вид модели и сечение в сагиттальной плоскости фиксирующих винтов ригидной конструкции; в, г) общий вид модели и сечение в сагиттальной плоскости фиксирующих винтов динамической конструкции**



**Рисунок 3. Распределение напряжений Мизеса в вертикальном цилиндрическом сетчатом имплантате и пластинах: а, б) при расчете для жесткой конструкции; в, г) при расчете для динамической конструкции**

что может привести к несращению или замедленному сращению.

В то же время для 2-го варианта расчета величины напряжений Мизеса в ВЦСИ и заполняющих его ККГАТ существенно не изменялись, что свидетельствует о наличии постоянного приложения осевой нагрузки к этим элементам конструкции. Значительное увеличение напряжений Мизеса пластины для РК может привести к таким осложнениям, как ее поломка и миграция. Для ДК НДС пластины несколько уменьшилось, что снижает вероятность таких осложнений.

Значительное увеличение НДС костной ткани тел позвонков перифокально в области проведения краниальных винтов РК может привести к таким осложнениям, как их выкручивание и миграция, перфорация пищевода.

Для РК уровень напряженного состояния на каудальной поверхности замыкательной пластины тела позвонка CIV и краниальной поверхности замыкательной пластины тела позвонка CVI, а также на корнях дуг CVI понизился вследствие ограничения передачи нагрузки через межтеловую опору и перемещения их в вентральные отделы ПДС и пластину.

Для ДК уровень НДС фиксированных ПДС понизился как для элементов заднего опорного комплекса, так и для элементов фиксирующих конструкций.

При проведении анализа доступной научной литературы обнаружено большое количество работ, посвященных протезированию шейных межпозвоночных дисков, и работ, посвященных КЭМ ПМС с использованием РК, в то время как количество работ, посвященных КЭМ ПМС с использованием ДК, ограничено [5, 18, 21]. Данных о КЭМ бисегментарного ПМС с использованием ротационных, трансляционных и гибридных ДК найдено не было.

## Выводы

После математического моделирования переднего межтелового спондилодеза CIV/CVI жесткими и динамическими конструкциями в случае отсутствия полного контакта межтеловой опоры с каудальной замыкательной пластиной позвонка CIV

значения величин напряжений Мизеса и распределение напряженно-деформированного состояния в биомеханической системе «шейные позвоночные двигательные сегменты — имплантаты» значительно изменились.

При моделировании переднего межтелового спондилодеза с помощью жестких конструкций наблюдали явление экранирования нагрузки, что подтверждалось значительным увеличением напряжений Мизеса в пластине и их значительным уменьшением в вертикальном цилиндрическом сетчатом имплантате, заполняющих его костных трансплантатах.

Использование динамических конструкций для выполнения бисегментарного переднего межтелового спондилодеза позволяет более равномерно перераспределить нагрузку между имплантатами и элементами фиксированных позвоночных двигательных сегментов, чем при применении жестких конструкций, что подтверждает наличие явления распределения нагрузки.

## Список литературы

1. Барыш А.Е. Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов CIV/CVI / А.Е. Барыш // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2005. — № 1. — С. 41-49.
2. Барыш А.Е. Математическое моделирование позвоночных двигательных сегментов СIII/CVII методом конечных элементов / А.Е. Барыш, Р.И. Бузницкий, А.В. Ярьско // *Травма*. — 2012. — Т. 13, № 3. — С. 36-39.
3. Барыш А.Е. Современные принципы стабилизирующих операций при хирургическом лечении заболеваний и повреждений шейного отдела позвоночника: Дис... д-ра мед. наук: 14.01.21 / А.Е. Барыш. — Х., 2010. — 362 с.
4. Барыш О.Е. Динамічні цервікальні пластини у хірургії шийного відділу хребта / О.Е. Барыш, С.О. Козирев // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2014. — № 1. — С. 127-136.
5. Барыш А.Е. Математическое моделирование переднего межтелового цервикоспондилодеза имплантатами и пластинами / А.Е. Барыш, Р.И. Бузницкий, А.В. Ярьско // *Травма*. — 2012. — Т. 13, № 4. — С. 62-69.

6. Барыш А.Е. Методика бисегментарного переднього межтелового цервикоспондилодеза динамічними гібридними пластинами / А.Е. Барыш, С.А. Козырев // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2014. — № 3. — С. 90-97.
7. Барыш А.Е. Мультисегментарное математическое моделирование шейных позвоночных двигательных сегментов / А.Е. Барыш, С.А. Козырев, А.В. Ярьско // Вісник проблем біології і медицини. — 2014. — Вип. 4, № 116. — С. 191-195.
8. Барыш А.Е. Осложнения вентральной межтеловой фиксации шейных позвонков динамическими пластинами / А.Е. Барыш, С.А. Козырев // Хирургия позвоночника. — 2014. — № 3. — С. 22-31.
9. Бридвелл К.Х. Новое в хирургии позвоночника / К.Х. Бридвелл, П.А. Андерсон, С.Д. Боден и др. // Хирургия позвоночника. — 2009. — № 4. — С. 91-107.
10. Корж Н.А. Математическое моделирование переднего межтелового цервикоспондилодеза вертикальными цилиндрическими сетчатыми имплантатами / Н.А. Корж, А.Е. Барыш, Р.И. Бузницкий, А.В. Ярьско // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4. — С. 5-13.
11. Пат. 58900 А Україна, МПК7 А 61 F2/44. Ендопротез сегмента хребта / Корж М.О., Барыш О.Є., Лук'янченко В.В., Макгоуан Д.П.; заявник та патентовласник закрите акціонерне товариство «Делмед», колективне підприємство «Дослідне виробництво та конструкторське бюро ім. проф. М.І. Ситенка». — № 2002119196; Заявл. 19.11.2002; Опубл. 15.08.2003; Бюл. № 8.
12. Пат. 57663 А Україна, МПК А 61 В 17/58. Пристрій для остеосинтезу, переважно спондилодезу / Корж М.О., Барыш О.Є., Лук'янченко В.В.; заявник колективне підприємство «Дослідне виробництво та конструкторське бюро ім. проф. М.І. Ситенка», патентовласник товариство з обмеженою відповідальністю «Інмайстерс». — № 2002107851; заявл. 03.10.2002; опубл. 16.06.2003; Бюл. № 6.
13. Пат. 87425 U Україна, МПК А 61 В 17/ 58. Пристрій для бисегментарної міжтілової динамічної фіксації хребців / Барыш О.Є., Козырев С.О.; заявник та патентовласник державна установа «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка Національної академії наук України». — № 201309233; заявл. 22.07.13; Опубл. 10.02.14; Бюл. № 3.
14. Brodke D.S. Anterior cervical fixation: analysis of load-sharing and stability with use of static and dynamic plates / D.S. Brodke, P.Jr. Klimo, K.N. Vachus et al. // J. Bone Joint Surg. [Am.]. — 2006. — Vol. 88, № 7. — P. 1566-1573.
15. Clemente D. Superiority of translational dynamic plates through combined finite element model and biomechanical essays / D. Clemente, M. Martin, O. Pastor et al. Proc. of Spine Week / Amsterdam (Netherlands) — 2012. 700 MB. — Amsterdam, 2012. — І електрон. онм. диск (CD-ROM); 12 см. — Систем. вимоги: Pentium; 32Mb RAM; Windows 2007. — Spine Week. — Amsterdam, 2012.
16. Dvorak M.F. Anterior cervical plate fixation: a biomechanical study to evaluate the effects of plate design, end-plate preparation, and bone mineral density / M.F. Dvorak, T. Pitzen, Q. Zhu et al. // Spine. — 2005. — Vol. 30, № 3. — P. 294-301.
17. Dickerman R.D. Dynamic versus static cervical plating for fusion: what about the interbody graft? / R.D. Dickerman, A.S. Reynolds, J. Tackett et al. // Spine J. — 2009. — Vol. 9, № 4. — P. 336-340.
18. Galbusera F.L. Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis / F.L. Galbusera, C.M. Bellini, M.T. Raimondi et al. // Med. Eng. Phys. — 2008. — Vol. 30, № 9. — P. 1127-1133.
19. Galbusera F. Anteriorcervicalfusion: a biomechanical comparison of 4 techniques. Laboratory investigation / F. Galbusera, C.M. Bellini, F. Costa et al. // J. Neurosurg. Spine. — 2008. — Vol. 9, № 5. — P. 444-449.
20. Ha S.K. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc / S.K. Ha // Medical Engineering & Physics. — 2006. — Vol. 28. — P. 534-541.
21. Heitplatz P., Hartle S.L., Gentle C.R. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4-C7 spine unit. Presented at the Third International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Barcelona, Spain, May 7-10, 1998. — P. 387-394.
22. Hussain M. Screw angulation affects bone-screw stresses and bone graft load sharing in anteriorcervicalcorpectomyfusion with a rigid screw-plate construct: a finiteelement-model study / M. Hussain, R.N. Natarajan, A.H. Fayyazi et al. // Spine J. — 2009. — Vol. 9, № 12. — P. 1016-1023.
23. Hussain M. Biomechanics of adjacent segments after a multilevel cervical corpectomy using anterior, posterior, and combined anterior-posterior instrumentation techniques: a finite element model study / M. Hussain, A. Nassr, R.N. Natarajan et al. // Spine J. — 2013. — Vol. 13, № 6. — P. 689-696.
24. Hussain M. Corpectomy versus discectomy for the treatment of multilevel cervical spine pathology: a finite element model analysis / M. Hussain, A. Nassr, R.N. Natarajan et al. // Spine J. — 2012. — Vol. 12, № 5. — P. 401-408.
25. Palepu V. A unique modular implant system enhances load sharing in anterior cervical interbody fusion: a finite element study / V. Palepu, A. Kiapour, V.K. Goel et al. // Biomed. Eng. Online. — 2014. — Vol. 13, № 26.
26. Yogannandan N. Finite element modeling of C4-C6 cervical spine unit / N. Yogannandan, S. Kumaresan, L. Voo et al. // Med. Eng. Phys. — 1996. — Vol. 18. — P. 569-74.
27. Yogannandan N. Finite element applications in human cervical spine modeling / N. Yogannandan, S. Kumaresan, L. Voo et al. // Spine. — 1996. — Vol. 21. — P. 1824-1834.
28. Zhao Y. Finite element analysis of cervical arthroplasty combined with fusion against 2-level fusion / Y. Zhao, Q. Li, Z. Mo et al. // J. Spinal Disord. Tech. — 2013. — Vol. 26, № 6. — P. 345-350.

Получено 09.01.15 ■

Бариш О.Є.<sup>1</sup>, Козирев С.А.<sup>2</sup>, Яресько А.В.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ДЗ «Інститут патології хребта та суглобів

ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків

<sup>2</sup>КЗОЗ «Харківська обласна клінічна травматологічна лікарня»

### МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПЕРЕДЬОГО МІЖТІЛОВОГО СПОНДИЛОДЕЗУ РИГІДНИМИ ТА ДИНАМІЧНИМИ ЦЕРВІКАЛЬНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ У РАЗІ ВІДСУТНОСТІ ПОВНОГО КОНТАКТУ МІЖТІЛОВОЇ ОПОРИ І КАУДАЛЬНОЇ ЗАМИКАЛЬНОЇ ПЛАСТИНИ ХРЕБЦЯ СIV

**Резюме.** Динамічні конструкції останнім часом все частіше використовують для виконання переднього міжтілового спондилодезу при травмах та захворюваннях шийного відділу хребта. Це зумовлено їх експериментально доведеними перевагами над ригідними конструкціями. Доведено, що успішність переднього міжтілового спондилодезу багато в чому залежить від якості відновлення міжтілової опори. **Мета:** провести дослідження напружено-деформованого стану кінцево-елементної моделі шийних хребтових сегментів СIII/CVII при моделюванні бісегментарного переднього міжтілового спондилодезу ригідною та динамічною гібридною конструкціями при відсутності повного контакту міжтілової опори з каудальною замикальною пластиною хребця CIV.

**Методи.** Для проведення експерименту використали удосконалену чотириохсегментарну кінцево-елементну модель СIII/CVII хребтових рухових сегментів. Для проведення розрахунків використовували програму ANSYS.

У 1-му варіанті розрахунку моделюють жорстку фіксацію гвинтами ригідної конструкції. У 2-му варіанті моделюють динамічну фіксацію, ротаційне переміщення краніальної пари гвинтів і трансляційно-ротаційне переміщення каудальної пари гвинтів динамічної конструкції.

**Результати.** При використанні ригідної конструкції в даних умовах міжтілова опора не підлягає постійному осьовому навантаженню, що може призвести до незрощення чи уповільненого зрощення. Для динамічної конструкції величини напруження Мізеса у вертикальному циліндричному сітчастому імплантаті та кісткових трансплантатах, що його заповнюють, суттєво не змінювалися, що свідчить про наявність постійного докладання осьового навантаження до цих елементів конструкції.

**Висновки.** При моделюванні переднього міжтілового спондилодезу з використанням ригідних конструкцій спостерігали явище екранування навантаження, а при використанні динамічних конструкцій навантаження більш рівномірно розподілилося між імплантатами й елементами фіксованих хребтових рухових сегментів.

**Ключові слова:** математичне моделювання, метод кінцевих елементів, передній міжтіловий спондилодез, ригідні цервікальні конструкції, динамічні цервікальні конструкції.

Barysh O.Ye.<sup>1</sup>, Kozyryev S.A.<sup>2</sup>, Yaresko A.V.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>SI «Institute of Spine and Joint Pathology named after prof. M.I. Sytenko of National Academy of Medical Sciences of Ukraine»

<sup>2</sup>MIHC «Kharkiv Regional Clinical Traumatological Hospital», Ukraine

### MATHEMATICAL MODELING OF ANTERIOR CERVICAL INTERBODY FUSION WITH RIGID AND DYNAMIC CONSTRUCTS IN CASE OF ABSENCE OF FULL CONTACT OF INTERBODY SUPPORT AND CAUDAL ENDPLATE OF CIV BODY

**Summary.** Dynamic cervical plates are currently used more frequently to perform anterior cervical interbody fusion in cervical spine trauma and diseases. This is due to their experimental benefits over rigid plates. It is proved, that success of anterior cervical interbody fusion depends greatly on quality of interbody support. **Objective:** to investigate the stress-strain state of the finite element model of the cervical spine segments CIII/CVII in modeling of bisegmental anterior cervical interbody fusion CIV/CVI with ventral vertebral stabilization of CIV and CVI with rigid and dynamic hybrid plate under the absence of full contact of caudal endplate of CIV body and interbody support.

**Methods.** There was used improved finite element model of CIII/CVII functional spinal units. To make calculations we used ANSYS program. In the 1st variant of calculation rigid fixation of plate and screws was modeled. In the 2nd variant of calculation dynamic fixation and rotational movement of cranial screws and translational and rotational movement of caudal screws were modeled.

**Results.** When using rigid cervical plate in determined conditions interbody support doesn't undergo constant axial load that may lead to pseudoarthrosis or delayed fusion. For dynamic cervical plate von Mises stress in meshed cage and bone grafts didn't significantly change that indicates presence of constant axial load on those elements.

**Conclusion.** In modeling anterior cervical interbody fusion with rigid cervical plates we observed stress shielding phenomenon; when using dynamic plates load is distributed more evenly between grafts and elements of fixed functional spinal units.

**Key words:** mathematical modeling, finite element method, anterior cervical interbody fusion, rigid cervical plates, dynamic cervical plates.