

УДК 616.711:617.53]-089.881:004.942](045)

## Математическое моделирование межтелового спондилодеза в шейном отделе позвоночника

А. Е. Барыш<sup>1</sup>, С. А. Козырев<sup>2</sup>, А. В. Ярьсько<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

<sup>2</sup>КУЗ «Харьковская областная клиническая травматологическая больница». Украина

*Mathematical modeling with method of finite element analysis is widely used in experimental studies of the cervical spine. The scientific literature presents advantages and disadvantages of cervical rigid constructions (CRC) and cervical dynamic constructions (CDC). Objective: to study the stress-strain state of the finite-element model of the cervical functional spinal units  $C_{III}/C_{VII}$  when modeling bi-level anterior interbody fusion  $C_{IV}/C_{V1}$  by means of vertical cylindrical mesh implants, and RC and hybrid DC. Methods: A newly developed mathematical model of the cervical functional spinal units  $C_{III}/C_{VII}$  consists of 33,590 ten-noded isoparametrical finite elements and has 55,163 nodes. Bi-level anterior interbody fusion we modeled using prototypes of cervical plates and vertical cylindrical mesh implants developed at the SI «Sytenko Institute for Spine and Joints Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine». Results: When using CRC versus CDC there were found significantly higher levels of Mises stresses on the cranial and caudal terminal cartilage plates of  $C_{IV}$  vertebral body, pedicles of  $C_{IV}$  and  $C_{V1}$  laminae of  $C_{IV}$  in perifocal bone tissue in the area of screws in cranial part of the plate and teeth at cranial and caudal parts of the construction, actually in the construction, and reduction of the Mises stresses — at the pedicles of  $C_{V1}$ . In case of using of CDC we noticed increasing value of the Mises stresses at the pedicles of  $C_{V1}$ , in perifocal bone tissue in the area of screws in caudal part of the plate and on the teeth of the central part of the plate, and decreasing of them in the entire construction and restored interbody pillar. Conclusion: The stress shielding phenomenon was confirmed upon condition of CRC using and was found more optimal distribution of load in biomechanical system «functional spinal units — implants» in case of CDC using. Key words: mathematical modeling, finite element method, anterior interbody fusion, cervical rigid constructs, cervical dynamic construction.*

*Математичне моделювання методом кінцевих елементів широко застосовують в експериментальних дослідженнях шийного відділу хребта. У літературі представлені переваги та недоліки ригідних (РК) та динамічних (ДК) конструкцій. Мета: провести дослідження напружено-деформованого стану кінцево-елементної моделі шийних хребтових рухових сегментів  $C_{III}/C_{VII}$  у разі моделювання бісегментарного переднього міжтілового спондилодезу  $C_{IV}/C_{V1}$  вертикальними циліндричними сітчастими імплантатами та вентральної стабілізації хребців  $C_{IV}$  та  $C_{V1}$  ригідною й динамічною гібридною конструкціями. Методи: розроблено математичну модель шийних хребтових рухових сегментів  $C_{III}/C_{VII}$ , що складається із 33 590 десятивузлових ізопараметричних кінцевих елементів та має 55 163 вузли. Бісегментарний передній міжтіловий спондилодез моделювали з використанням прототипів пластин та вертикального циліндричного сітчастого імплантата, розроблених в ППХС. Для проведення розрахунків використовували ліцензійну програму ANSYS. Результати: за умов використання РК порівняно з ДК виявлено значно вищі показники напруження Мізеса на краніальній термінальній та каудальній замикальній пластинах тіла  $C_{IV}$  хребця, коренях дуг хребців  $C_{IV}$  та  $C_{V1}$ , пластинах дуги хребця  $C_{IV}$  у перифокальній кістковій тканині в зоні гвинтів у краніальному відділі пластини та зубців краніального і каудального відділів конструкції, власне в конструкції, а зменшення величини напруження Мізеса — на коренях дуг хребця  $C_{V1}$ . За ДК збільшуються величини напруження Мізеса в зоні коренів дуг хребця  $C_{V1}$ , перифокальній кістковій тканині в ділянці гвинтів у каудальному відділі пластини та зубців центрального відділу конструкції, а зменшуються вони у конструкції та відновленій міжтіловій опорі. Висновок: підтверджено явище екранування навантаження за умов використання РК та виявлено оптимальніший розподіл навантаження у біомеханічній системі «хребтові рухові сегменти — імплантати» в разі застосування ДК. Ключові слова: математичне моделювання, метод кінцевих елементів, передній міжтіловий спондилодез, ригідні цервікальні конструкції, динамічні цервікальні конструкції.*

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

## Введение

Математическое моделирование методом конечных элементов в последнее время применяют весьма широко, в том числе и в экспериментальных исследованиях, касающихся шейного отдела позвоночника (ШОП) [1, 13, 16, 21]. Этот метод в частности позволяет исследовать взаимосвязь изменений напряженно-деформированного состояния (НДС) всех составляющих биомеханической системы «позвоночные двигательные сегменты — имплантаты» при моделировании как определенных патологических состояний ШОП, так и вариантов спондилолиза в этой анатомической области.

В современной научной литературе не прекращается дискуссия о преимуществах и недостатках вентральной фиксации шейных позвоночных двигательных сегментов (ПДС) ригидными (РК) или динамическими конструкциями (ДК). Составляющими и РК, и ДК являются пластины и винты. В РК подвижность между винтами и пластиной отсутствует. Что же касается ДК, то различают ротационные, трансляционные и гибридные их разновидности с разнообразными конструктивными решениями [4]. По данным экспериментальных исследований, ДК обеспечивают более пропорциональное распределение нагрузки между имплантатами и телами позвонков, что теоретически может способствовать снижению количества неудовлетворительных результатов хирургического лечения после переднего межтелового спондилолиза (ПМС) [4, 6, 14]. Однако некоторые результаты клинического применения ДК ставят под сомнение их преимущества перед РК [3, 4, 13, 18].

Отметим, что в специализированной зарубежной литературе редко встречаются работы, посвященные математическому моделированию ПМС с использованием РК и ДК, а в отечественном информационном пространстве такие публикации вообще отсутствуют [1, 2, 5, 12, 13, 15, 17, 18, 23]. По данным различных авторов, бисегментарный ПМС в клинической практике выполняют наиболее часто [4, 13]. При проведении литературного поиска найдено небольшое количество исследований, где авторы изучали результаты математического моделирования бисегментарного ПМС с использованием РК. В то же время работ, посвященных моделированию ПМС с использованием бисегментарных трансляционно-ротационных гибридных ДК, найдено не было [5, 23].

*Цель:* провести сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния конечно-элементной модели  $C_{III}/C_{VII}$  при моделировании бисегментарного переднего межтелового спондилолиза

$C_{IV}/C_{VI}$  вертикальными цилиндрическими сетчатыми имплантатами с дополнительной вентральной стабилизацией тел позвонков  $C_{IV}/C_{VI}$  ригидной и динамической гибридной конструкциями под действием вертикальной статической неразрушающей нагрузки.

## Материал и методы

Мы использовали усовершенствованную четырехсегментарную конечно-элементную модель (КЭМ)  $C_{III}/C_{VII}$ , разработанную на базе лаборатории биомеханики ИППС им. проф. М. И. Ситенко, где общий шейный сагиттальный контур задан в форме лордоза (величина  $16^\circ$ ), а величина сегментарного шейного сагиттального контура составила  $4^\circ$  [7]. В КЭМ межпозвоночных дисков были усовершенствованы с учетом их сложной структуры, включающей фиброзное кольцо и пульпозное ядро. Это позволяет передавать нагрузку от позвонка  $C_{III}$  к  $C_{VII}$  опосредованно через КЭМ межпозвоночных дисков, что способствует получению более точных результатов исследования. Приложенную нагрузку на передний опорный комплекс модели краниально расположенного позвонка  $C_{III}$  распределяли более пропорционально между вентральными и дорсальными отделами его тела. Поскольку в модель включены суставная капсула, передняя и задняя продольные, а также желтая и межкостистая связки, для получения более точных результатов величин напряжения по Мизесу в этих элементах исследуемой модели их характеристики заданы нелинейными [19–21]. К краниальной поверхности тела позвонка  $C_{III}$  прилагали нагрузку, которую в расчетной модели принимали равной 100 Н. Распределенную нагрузку прикладывали равномерно к краниальной поверхности тела позвонка  $C_{III}$  и краниальным поверхностям его суставных отростков [7]. На модель наложены ограничения по перемещениям на каудальной плоскости тела позвонка  $C_{VII}$  и его суставных отростков. Для предотвращения движений в самом нижнем позвонке модели, по данным научной литературы, самые нижние узлы каудальной замыкательной пластинки, дугоотростчатых суставов и остистых отростков закрепляли [7]. Разработанная КЭМ  $C_{III}/C_{VII}$  состоит из 33 590 десятиузловых изопараметрических конечных элементов и имеет 55 163 узла. Для проведения расчетов использовали лицензионную программу ANSYS 14.0.

Бисегментарный ПМС моделировали с помощью разработанных в ИППС им. проф. М. И. Ситенко НАМН вертикального цилиндрического сетчатого имплантата (ВЦСИ), заполненного костными

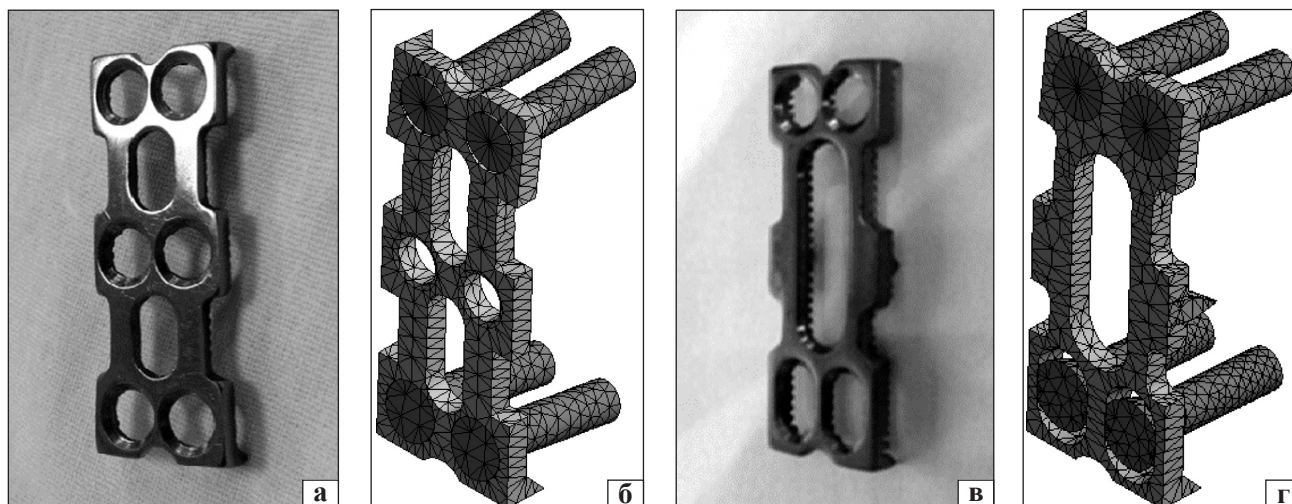


Рис. 1. Фиксирующие конструкции для ПМС: а) общий вид пластины РК; б) конечно-элементная модель РК; в) общий вид пластины ДК; г) конечноэлементная модель ДК

кортикальногубчатыми аутооттрансплантатами (ККАТ), и цервикальных пластин по известным методикам [2, 9–11]. По условиям эксперимента ВЦСИ имеет полный контакт с каудальной замыкательной пластиной позвонка  $C_{IV}$  и краниальной замыкательной пластиной позвонка  $C_{VI}$ . После восстановления межтеловой опоры с помощью ВЦСИ моделировали ventральную межтеловую фиксацию пластинами позвонков  $C_{IV}$  и  $C_{VI}$  с одинаковой траекторией введения в их краниальные и каудальные отверстия по два винта в тела позвонков. В первом варианте расчета моделировали жесткую фиксацию пластин винтами, когда движений в сочленении «винт – пластина» не происходит, а во втором — гибридную трансляционно-ротационную динамическую фиксацию, когда в краниальной паре винтов возможны ротационные движения между винтами и пластиной, а в каудальной — трансляционные и ротационные движения в соответствии с известными методиками (рис. 1, 2) [3, 6, 10, 11].

В используемых пластинах для ужесточения фиксации дополнительно в конструкциях предусмотрены шипы. Исходя из этого, в КЭМ заложен контакт между пластинами и телами позвонков типа «bonded». В первом варианте расчета для моделирования жесткой фиксации винтов и пластины использовали тип контакта «bonded», а во втором гибридную трансляционно-ротационную динамическую фиксацию моделировали контактом типа «noseparation».

### Результаты и их обсуждение

При исследовании НДС системы «позвоночные двигательные сегменты — имплантаты» с помощью усовершенствованной КЭМ  $C_{III}/C_{VII}$  получены ре-

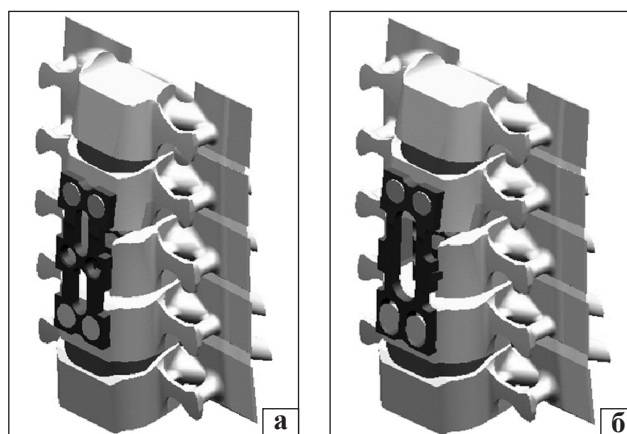


Рис. 2. Расчетные модели: а) для РК; б) для ДК

зультаты, которые представлены в табл. 1–4. Общим для обоих вариантов расчета явилось значительное увеличение напряжений по Мизесу на краниальной и каудальной замыкательных пластинах тел позвонков  $C_{IV}$  и  $C_{VI}$  для обоих вариантов расчета (табл. 1). Для первого варианта расчета величина напряжений по Мизесу на краниальной замыкательной пластине тела позвонка  $C_{IV}$  увеличилась больше (в 3 раза), чем для второго (в 2 раза). Величина напряжений по Мизесу на краниальной замыкательной пластине тела позвонка  $C_{VI}$  была больше для второго варианта (увеличение в 10 раз), чем для первого (в 8,5 раза). Величина напряжений по Мизесу на каудальной замыкательной пластине тела позвонка  $C_{IV}$  для первого варианта (на 433 %) увеличилась больше, чем для второго (на 350 %). Величина напряжений по Мизесу на каудальной замыкательной пластине тела позвонка увеличивались в одинаковой степени (на 214 %) для обоих вариантов расчета. Вентральная фиксация пласти-

Таблица 1

## Величины напряжений по Мизесу в области замыкательных пластин тел позвонков (МПа)

Замыкательная пластина тела позвонка	Интakтная модель		Ригидная конструкция		Динамическая конструкция	
	краниальная	каудальная	краниальная	каудальная	краниальная	каудальная
C <sub>III</sub>	1,3	0,6	1,2	0,9	1,2	0,9
C <sub>IV</sub>	1,0	0,6	3,3	3,2	2,2	2,7
C <sub>VI</sub>	0,8	0,7	7,0	2,2	6,9	2,2
C <sub>VII</sub>	0,7	0,7	0,9	1,0	0,9	1,1

Таблица 2

## Величины напряжений по Мизесу в области корней дуг, суставных масс, пластин дуги соответствующих позвонков (МПа)

Сегмент	Интakтная модель			Ригидная конструкция			Динамическая конструкция		
	корни дуг	суставные массы	пластины дуг	корни дуг	суставные массы	пластины дуг	корни дуг	суставные массы	пластины дуг
C <sub>III</sub>	2,5	2	2,4	2,4	2	0,3	2,4	2,2	0,3
C <sub>IV</sub>	3,8	2,2	8,2	8,2	1,9	1,9	4,6	1,8	1,7
C <sub>V</sub>	3,3	2,3	0,4	0,4	1	0,4	4,3	1,2	0,6
C <sub>VI</sub>	7	2,3	14,4	14,4	1,7	2	13,7	1,9	2,1
C <sub>VII</sub>	1,7	1,6	1,5	1,5	1,7	0,1	1,5	1,6	0,1

нами позвонков C<sub>IV</sub> и C<sub>VI</sub> существенно не повлияла на значение величин и распределение напряжений в интактных ПДС как для первого, так и для второго варианта расчета.

Величина напряжений по Мизесу в корнях дуг позвонков C<sub>IV</sub> и C<sub>VI</sub> для обоих вариантов расчета значительно увеличивалась, а для корней дуг позвонков C<sub>III</sub> и C<sub>VII</sub> незначительно уменьшилась (табл. 2). Для позвонка C<sub>V</sub> в первом варианте расчета НДС уменьшилось на 88 %, а для второго увеличилось на 30 %. Величины напряжений по Мизесу на пластинах дуги позвонков C<sub>IV</sub>, C<sub>V</sub>, C<sub>VI</sub> значительно увеличились для обоих вариантов расчета (табл. 2), а на пластинах дуги позвонков C<sub>III</sub>, C<sub>VII</sub> не изменились. НДС на пластинах дуги позвонка C<sub>IV</sub> увеличивалось больше для первого варианта расчета (на 850 %), чем для второго (на 750 %). На пластинах дуги позвонка C<sub>VI</sub> НДС увеличивалось в равной степени для обоих вариантов расчета. На пластинах дуги C<sub>V</sub> величина напряжений по Мизесу для второго варианта расчета возросла в два раза больше (на 200 %), чем для первого (на 100 %). Величина напряжений по Мизесу суставных масс позвонков C<sub>IV</sub>–C<sub>VI</sub> уменьшалась для обоих вариантов расчета, для позвонка C<sub>III</sub> по второму варианту расчета увеличилась, а по первому не изменилась (табл. 2). НДС суставных масс в обоих вариантах расчета уменьшилось равнозначно для позвонка C<sub>IV</sub> (на 15 % и 20 % соответственно) и C<sub>V</sub> (на 57 % и 48 %), и для позвонка C<sub>VI</sub> в первом варианте расчета уменьшилось больше (на 26 %), чем во втором (на 17 %).

Проведенный анализ показал, что наиболее напряженными являются корни дуг позвонков C<sub>IV</sub> и C<sub>VI</sub> для обоих вариантов расчета, однако в корнях дуг позвонка C<sub>IV</sub> напряжение значительно меньше во втором варианте расчета, чем в первом (рис. 3).

В зоне контакта фиксирующих элементов с костью наиболее напряженными являются области входа винтов в тела позвонков и области входа шипов пластины в кость для обоих вариантов. Также общим для обоих вариантов расчета является значительное увеличение величины напряжений по Мизесу для перифокальной костной ткани в области винтов каудального отдела пластины на 22,7 % и 45 % соответственно, в области зубцов краниального (на 169 % и 56 %) и каудального (на 73 % и 65 %) отдела пластины. Наблюдали уменьшение значения напряжений по Мизесу для перифокальной костной ткани в области винтов в краниальном отделе пластины для второго варианта расчета на 30 %, в то время как для первого отмечали ее увеличение на 10 % (табл. 3). Величина напряжений по Мизесу для перифокальной костной ткани в области зубцов центрального отдела пластины для второго варианта по сравнению с костной тканью тела C<sub>V</sub> интактной модели увеличилась в 13 раз. Полученный результат для второго варианта расчета обусловлен распределением нагрузки при использовании ДК, в том числе за счет передачи нагрузки на элементы тела C<sub>V</sub> через зубцы в центральном отделе пластины [4].

Принципиальным отличием для первого варианта расчета является то, что в местах входа шипов

Таблица 3

**Величины напряжений по Мизесу в костной ткани тел позвонков перифокально в области проведения винтов и контакта с шипами пластин (МПа)**

Исследуемая область	Конструкция	
	ригидная	динамическая
Винты краниального отдела пластины	2,2	1,4
Винты каудального отдела пластины	2,7	3,2
Шипы краниального отдела пластины	6,2	3,6
Шипы каудального отдела пластины	4	3,8
Шипы центрального отдела пластины	—	21,4

в тела позвонков уровень НДС значительно выше, чем в местах входа фиксирующих винтов. Для второго варианта расчета уровень НДС в костной ткани в области шипов краниального и каудального отделов пластины практически одинаков, а в области шипов центрального отдела пластины увеличение НДС наблюдается в 13 раз (табл. 3).

Величина напряжений по Мизесу пластины для второго варианта расчета меньше на 23 %, чем для первого (табл. 4). Этот результат обусловлен явлением экранирования нагрузки при использовании РК, в то же время для ДК данное значение меньше за счет распределения нагрузки между пластиной, винтами и межтеловой опорой [4]. Максимальный уровень напряженного состояния в пластине в первом варианте расчета достигается в средней ее части (24,8 МПа), а для второго — в нижней (19,1 МПа) (рис. 4, б, г). Величины напряжений по Мизесу в ВЦСИ для второго варианта меньше на 16 %, чем для первого (табл. 4). Максимальные значения напряжений по Мизесу в ВЦСИ наблюдаются для первого варианта расчета в дорсальном краниальном его отделе, а для второго — в дорсальном каудальном (рис. 4, а, в). Исходя из полученных результатов, пролабирование ВЦСИ более вероятно при использовании ДК. Величины напряжений по Мизесу для ККГАТ, заполняющих ВЦСИ, для обоих вариантов не отличаются (табл. 4).

Данных о результатах математического моделирования бисегментарного ПМС с использованием ротационных, трансляционных и гибридных ДК найдено не было. Также не выявлены работы, посвященные сравнению результатов КЭМ бисегментарного ПМС с использованием РК и ДК. При изучении доступной научной литературы обнаружено большое количество работ, где авторы изучали изменения НДС КЭМ ШОП после протезирования межпозвонковых дисков, в то время

Таблица 4

**Величины напряжений по Мизесу в элементах фиксирующих конструкций (МПа)**

Элементы фиксирующих конструкций	Конструкция	
	ригидная	динамическая
ВЦСИ	90,4	75,9
ККГАТ, заполняющие ВЦСИ	3	3
Пластина	24,8	19,1

как работы, посвященные КЭМ ПМС с использованием РК и ДК, немногочисленны [5, 16, 22]. В статье А. Е. Барыша и соавт. [5] проведено КЭМ бисегментарного ПМС с использованием РК и пяти вариантов восстановления межтеловой опоры с помощью ВЦСИ. Однако авторы изучали изменения НДС, акцентируя внимание главным образом на ВЦСИ, а в представленном исследовании оценен весь комплекс фиксирующих устройств, включающий ВЦСИ, РК и ДК с их конструктивными особенностями, а также винты. F. Galbusera и соавт. [13] моделировали моносегментарный ПМС  $C_V/C_{VI}$  на КЭМ  $C_{IV}/C_{VII}$  с использованием четырех различных способов — ПМС с помощью полиэфирэфиркетонowego кейджа (ПЭЭК-кейдж), РК и ПЭЭК-кейджа, двух видов ДК и ПЭЭК-кейджей. Авторы пришли к выводу, что пролабирование ПЭЭК-кейджа наиболее вероятно для ПМС без дополнительной фиксации пластиной. Вместе с тем в использованной КЭМ для построения моделей тел позвонков и межпозвонковых дисков использовали шестигранные элементы, что может привести к недостаточно реалистичному отображению тел позвонков и снижению достоверности полученных результатов. V. Palepu и соавт. [12] изучали НДС шейных ПДС и фиксирующих конструкций на КЭМ интактного ШОП. Для вентральной фиксации шейных ПДС использовали четыре вида моносегментарных конструкций. Анализ результатов исследования показал, что моносегментарная ДК, в отличие от РК, позволяет оптимизировать распределение нагрузки на межтеловую опору. Y. Zhao и соавт. [18] сравнили результаты моделирования бисегментарного ПМС и гибридной хирургической техники (ПМС  $C_{VI}/C_V$  и протезирования межпозвонкового диска  $C_V/C_{VI}$ ). В качестве прототипа для моделирования моно- и бисегментарного ПМС авторы использовали РК. M. Hussain и соавт. [17] на КЭМ  $C_{III}/Th_1$  оценили три варианта хирургических вмешательств с использованием ККГАТ и РК: корпэктомия на двух уровнях и ПМС, корпэктомия и дискэктомия на смежном уровне и ПМС, дискэктомия на трех уровнях. Уровень НДС в ККГАТ, замыкательных пластинах тел позвонков и костной ткани пери-

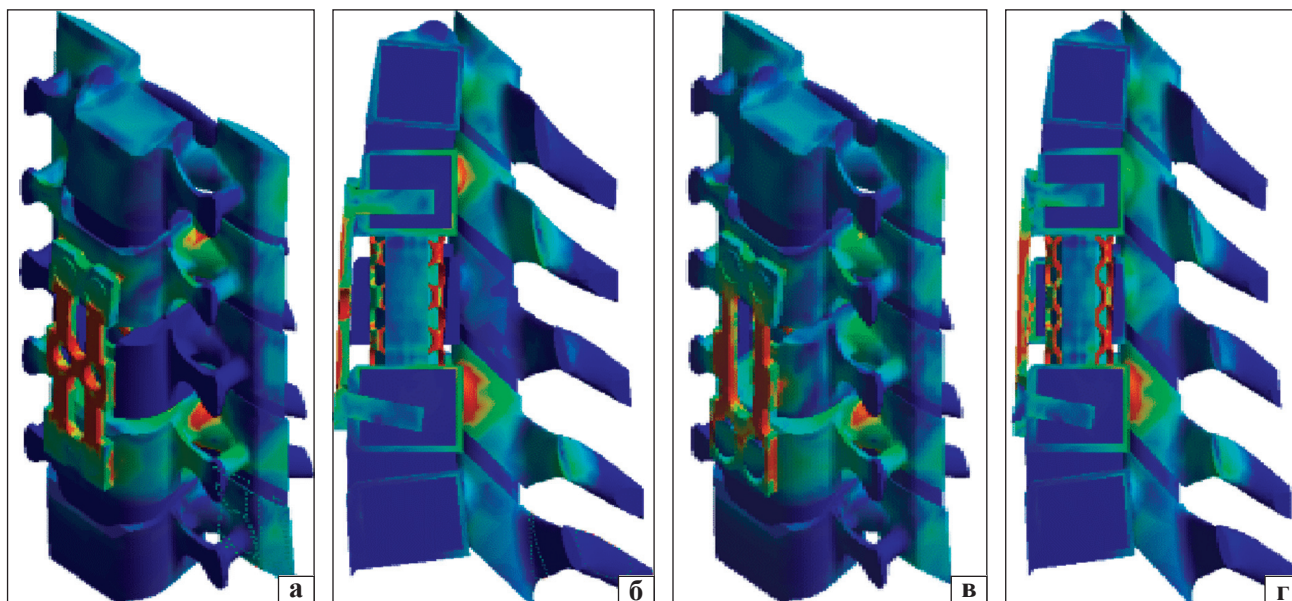


Рис. 3. Распределение интенсивности напряжений Мизеса в случае моделирования переднего межтелового спондилодеза  $C_{IV}/C_{VI}$ : общий вид моделей для ригидной (а) и динамической (в) конструкций; вид моделей в сагиттальной плоскости для ригидной (б) и динамической (г) конструкций

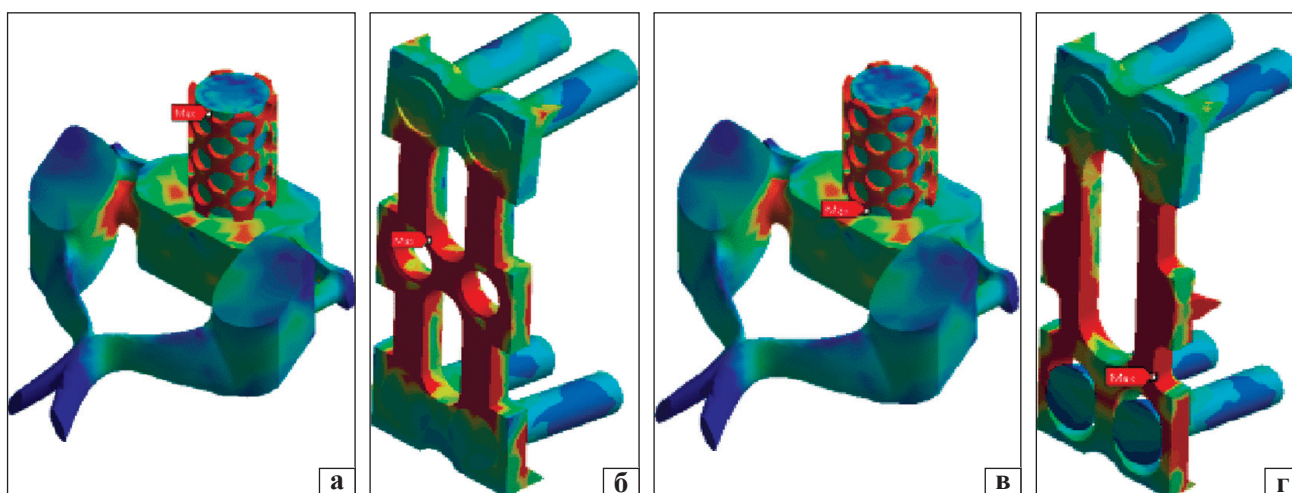


Рис. 4. Распределение напряжений Мизеса в вертикальном цилиндрическом сетчатом имплантате и пластинах при расчете для ригидной (а, б) и динамической (в, г) конструкций

фокально в области винтов был наименьшим для третьего варианта расчета.

Таким образом, в современной научной литературе не представлены публикации о математическом моделировании ПМС различной протяженности гибридными ДК, а информация о ротационных и трансляционных ДК крайне малочисленна.

### Выводы

При сравнении полученных результатов конечноэлементного моделирования бисегментарного переднего межтелового спондилодеза  $C_{IV}/C_{VI}$  фиксирующими ригидными и динамическими конструкциями впервые получены новые данные о закономерностях изменения НДС элементов

шейных позвоночных двигательных сегментов и имплантатов. Они свидетельствуют о более пропорциональном распределении вертикальной нагрузки в биомеханической системе «шейные позвоночные двигательные сегменты — имплантаты» при использовании динамических конструкций, чем для ригидных. НДС элементов переднего и заднего опорного комплекса позвонков  $C_{IV}-C_{VI}$  распределено более равномерно в случае моделирования переднего межтелового спондилодеза динамической конструкцией, чем ригидной, а для intactных позвоночных двигательных сегментов модели оно существенно не изменялось. Величина напряжений по Мизесу в пластине для ригидной конструкции больше, чем для динамической, что служит еще

одним подтверждением экранирования нагрузки на шейные сегменты при использовании ригидных конструкций. Большее значение напряжений по Мизесу для перифокальной костной ткани в области винтов в каудальном отделе динамической конструкции говорит о потенциальной возможности их миграции. Величина напряжений по Мизесу костной ткани тела позвонка перифокально в области шипов центрального отдела динамической конструкции значительно больше, чем для шипов краниального и каудального отделов динамической и ригидной конструкций, что определяет их как важный элемент распределения нагрузки между имплантатами и позвоночными двигательными сегментами.

### Список литературы

1. Барыш А. Е. Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов  $C_{IV}/C_{VI}$  / А. Е. Барыш // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2005. — № 1. — С. 41–49.
2. Барыш А. Е. Математическое моделирование позвоночных двигательных сегментов  $C_{III}/C_{VII}$  методом конечных элементов / А. Е. Барыш, Р. И. Бузницкий, А. В. Ярьсько // 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. — Харьков, 2010. — 362 с.
4. Бариш О. Є. Динамічні цервікальні пластини у хірургії шийного відділу хребта / О. Є. Бариш, С. О. Козирев // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2014. — № 1. — С. 127–136, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720141127-136>.
5. Барыш А. Е. Математическое моделирование переднего межтелового цервикоспондилодеза имплантатами и пластинами / А. Е. Барыш, Р. И. Бузницкий, А. В. Ярьсько // Травма. — 2012. — Т. 13, № 4. — С. 62–69.
6. Барыш А. Е. Методика бисегментарного переднего межтелового цервикоспондилодеза динамическими гибридными пластинами / А. Е. Барыш, С. А. Козырев // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2014. — № 3. — С. 90–97, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872014390-97>.
7. Барыш А. Е. Мультисегментарное математическое моделирование шейных позвоночных двигательных сегментов / А. Е. Барыш, С. А. Козырев, А. В. Ярьсько // Вісник проблем біології і медицини. — 2014. — Вип. 4, № 116. — С. 191–195.
8. Математическое моделирование переднего межтелового цервикоспондилодеза вертикальными цилиндрическими сетчатыми имплантатами / Н. А. Корж, А. Е. Барыш, Р. И. Бузницкий, А. В. Ярьсько // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4. — С. 5–13, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987201245-12>
9. Пат. 58900 А Україна, МПК7 А61F 2/44. Ендопротез сегмента хребта / Корж М. О., Бариш О. Є., Лук'яненко 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.
10. Пат. 57663 А Україна, МПК А61В 17/58. Пристрій для остеосинтезу, переважно спондилодезу / Корж М. О., Бариш О. Є., Лук'яненко 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
11. Пат. 87425 УУкраїна, МПК А61В 17/58. Пристрій для бісегментарної міжтілової динамічної фіксації хребців / Бариш О. Є., Козирев С. О.; заявник та патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». — № 201309233; заявл. 22.07.13; опубл. 10.02.14, Бюл. № 3.
12. A unique modular implant system enhances load sharing in anterior cervical interbody fusion: a finite element study / V. Palepu, A. Kiarpour, V. K. Goel, J. M. Moran // Biomed. Eng. Online. — 2014. — Vol. 13 (26). — P. 1–9, doi: 10.1186/1475-925X-13-26.
13. Anterior cervical fusion: 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, doi: 10.3171/SPI.2008.9.11.444.
14. Anterior cervical plate fixation: a biomechanical study to evaluate the effects of plate design, endplate preparation, and bone mineral density / M. F. Dvorak, T. Pitzen, Q. Zhu [et al.] // Spine. — 2005. — Vol. 30 (3). — P. 294–301.
15. 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, doi: 10.1016/j.spinee.2013.02.062.
16. 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, doi: 10.1016/j.medengphys.2008.02.002.
17. Corpectomy versus discectomy for the treatment of multi-level 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, doi: 10.1016/j.spinee.2012.03.025.
18. 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, doi: 10.1097/BSD.0b013e318246b163.
19. Finite element applications in human cervical spine modeling / N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo [et al.] // Spine. — 1996. — Vol. 21. — P. 1824–1834.
20. Finite element modeling of C4–C6 cervical spine unit / N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo [et al.] // Med. Eng. Phys. — 1996. — Vol. 18. — P. 569–74.
21. 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.
22. Heitplatz P. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4–C7 spine unit / P. Heitplatz, S. L. Hartle, C. R. Gentle: presented at the Third International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Barcelona, Spain, May 7–10, 1998. — P. 387–394.
23. Screw angulation affects bone-screw stresses and bone graft load sharing in anterior cervical corpectomy and fusion with a rigid screw-plate construct: a finite element model study / M. Hussain, R. N. Natarajan, A. H. Fayyazi [et al.] // Spine J. — 2009. — Vol. 9 (12). — P. 1016–1023, doi: 10.1016/j.spinee.2009.08.461.

---

## MATHEMATICAL MODELING OF INTERBODY FUSION ON THE CERVICAL SPINE

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

<sup>1</sup> SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv

<sup>2</sup> CHI «Kharkiv Regional Traumatological Hospital». Ukraine

### ВНИМАНИЮ АВТОРОВ

В связи с тем, что журнал внесен в Перечень научных специализированных изданий, в которых могут публиковаться результаты диссертационных работ, обращаем ваше внимание на необходимость указывать на титульном листе статьи на трех языках (рус., укр., англ.) следующие сведения: 1) фамилию, имя, отчество; 2) название статьи; 3) официальное название учреждения и отдела (кафедры, лаборатории), в котором выполнена работа. Фамилия автора и учреждение, в котором он(она) работает, должны сопровождаться одним цифровым индексом.

Кроме того, на отдельном листе просим предоставить сведения о каждом из авторов: 1) фамилию, имя и отчество; 2) должность; 3) полный почтовый служебный адрес и e-mail; 4) номер служебного телефона и факса. Необходимо указать контактное лицо.

При подготовке статьи следует соблюдать публикуемые в журнале правила для авторов.