

УДК 616.711-002-089.843:004.942

Математическое моделирование переднего межтелового цервикоспондилодеза вертикальными цилиндрическими сетчатыми имплантатами

Н. А. Корж, А. Е. Барыш, Р. И. Бузницкий, А. В. Яреско

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

The stress-strained state in a finite element model of C III–C VII vertebromotor segments was comparatively analysed in conditions of modelling of different variants of bisegmental anterior interbody fusion of C IV–C VI with help of vertical cylindrical mesh implants, including two new techniques developed. It was revealed that the configuration of the implants and peculiarities of their placement in the interbody space played an important part in the distribution and change of values of the stress-strained state for bodies of the vertebrae, which were stabilized.

Зроблено порівняльний аналіз напружено-деформованого стану в кінцево-елементній моделі С III–С VII хребтових рухових сегментів за умов моделювання різних варіантів бісегментарного переднього міжтілового спондилодезу С IV–С VI за допомогою вертикальних циліндричних сітчастих імплантатів, зокрема і двох розроблених нових способів. Виявлено, що конфігурація імплантатів і особливості їх розташування в міжтіловому проміжку відіграють важливу роль у розподілі та зміні величин напружено-деформованого стану для тіл хребців, які стабілізують.

Ключевые слова: математическое моделирование, метод конечных элементов, передний межтеловой спондилодез, вертикальные цилиндрические сетчатые имплантаты

Введение

При оценке эффективности применения различных конструкций для переднего межтелового спондилодеза (ПМС) исследователи все чаще отдают предпочтение математическому моделированию методом конечных элементов [3, 10, 12]. Данный метод позволяет изучить напряженно-деформированное состояние (НДС) в моделируемых позвоночных двигательных сегментах (ПДС) и реконструированных межтеловых опорах. При этом можно имитировать различные патологические состояния в исследуемых сегментах позвоночника, задать необходимые условия их нагружения, моделировать различную протяженность ПМС и варианты установки имплантатов в межтеловой промежутке. Таким образом получают важную информацию о преимуществах и недостатках используемых имплантатов, что дает возможность уточнить показания к их применению, предупредить осложнения в конкретных клинических ситуациях, разработать новые и усовершенствовать существующие методы ПМС.

В последние годы количество публикаций об использовании вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов (ВЦСИ) для восстановления межтеловой опоры при хирургическом лечении заболеваний и повреждений шейного отдела позвоночника (ШОП) значительно увеличилось [2, 9, 16]. Авторы сообщают преимущественно о положительных результатах использования этих систем. В то же время, часто встречаются осложнения после установки ВЦСИ и начала функциональной нагрузки на ШОП [11, 14]. Среди них лидирующее место занимает пролабирование имплантатов в тела фиксируемых позвонков, что приводит к потере коррекции деформации на оперируемом уровне, нередко сопровождается тяжелой клинической симптоматикой и требует повторных хирургических вмешательств.

Целью работы было провести сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния системы «шейные позвоночные сегменты — имплантаты» в конечно-элементной модели С III–С VII

позвоночных двигательных сегментов при различных вариантах моделирования бисегментарного переднего межтелового спондилодеза С IV–С VI с помощью вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов.

Материал и методы

Для проведения эксперимента построена четырехсегментарная конечно-элементная модель (КЭМ) С III–С VII на основе бисегментарной КЭМ С IV–С VI по А. Е. Барышу [1]. В отличие от прототипа, в разработанной модели ПМС С IV–С VI вертикальная осевая нагрузка от позвонка С III к С VII передается как через мягкотканые, так и через костные элементы ПДС С III–С VII [4]. Общий шейный сагиттальный контур (ШСК), заданный в форме лордоза, составляет 16° , а величина сегментарного ШСК на уровне одного ПДС равняется 4° . На изучаемые сегменты ШОП имитировано действие физиологической вертикальной статической нагрузки. В отличие от известной КЭМ [1] к краниальной поверхности тела позвонка С III приложена сила величиной 36 Н, а к краниальным поверхностям его верхних суставных отростков — билатерально по 32 Н [15]. Это позволяет приблизить условия эксперимента к естественным и получить более достоверные результаты исследований. При построении математической модели использовали лицензионную программу «SolidWorks», предназначенную для трехмерного проектирования, которая работает на базе Microsoft Windows.

С целью моделирования различных вариантов бисегментарного ПМС С IV–С VI при применении ВЦСИ имитировано удаление межпозвонковых дисков С IV–С V и С V–С VI, субтотальная корпэктомия С V позвонка. Формирование воспринимающих имплантат ложей в телах фиксируемых позвонков моделировали путем удаления кортикальной костной ткани в центре каудальной замыкательной пластины тела позвонка С IV и краниальной замыкательной пластины тела позвонка С VI до губчатой костной ткани в виде полусферы [2]. В качестве прототипа для всех межтеловых опор использован известный ВЦСИ [5], смоделированный по методикам J. Harms [13], А. Е. Барыша [7] и согласно двум разработанным новым способам, в которых полость имплантата заполнена пористой алюмооксидной керамикой [6, 8]. На основе геометрических характеристик и свойств материалов вышеуказанных имплантатов были построены их КЭМ, с помощью которых моделировали различные варианты бисегментарного ПМС С IV–С VI (табл. 1). Модуль упругости, коэффициент Пуассона

и предел прочности материалов, используемых в построении КЭМ ВЦСИ [3, 17], приведены в табл. 2.

В I варианте исследований бисегментарного ПМС С IV–С VI моделировали классическую технику заполнения ВЦСИ по J. Harms [13]. Эта оригинальная методика предусматривает максимально плотное заполнение полости ВЦСИ измельченными кортикально-губчатыми аутоотрансплантатами. Терминальные отделы имплантата при этом параллельны и перпендикулярны его продольной оси, а костнопластический материал, находящийся в его полости, не выходит за их границы.

В тех случаях, когда сегментарный ШСК равен 0° , высота межтелового промежутка в вентральном и дорзальном отделах равнозначная и замыкательные пластины смежных позвонков параллельны. Изменение величины сегментарного ШСК в направлении кифоза или лордоза отражается на высоте межтелового промежутка в вентральном и дорзальном отделах, что обусловлено изменением угловых взаимоотношений смежных замыкательных пластин тел позвонков. В данной КЭМ С III–С VII величина сегментарного ШСК на уровне каждого сегмента составляет 4° лордоза. Таким образом, при выполнении бисегментарного ПМС сегментарный ШСК равен 8° лордоза. При этом каудальная замыкательная пластина тела позвонка С IV и краниальная замыкательная пластина тела позвонка С VI находятся под углом такой же величины, открытым кпереди. Следовательно, установка имплантата с параллельными терминальными отделами в такой межтеловой промежуток приводит к несоответствию его терминальных отделов замыкательным пластинам тел фиксируемых позвонков. Анализируя клинический материал, выявили, что в большинстве случаев после установки ВЦСИ в межтеловой промежуток при выполнении би- и мультисегментарного ПМС ШОП его краниальный терминальный отдел параллелен соответствующей ему замыкательной пластине и контактирует с ней на протяжении 100 % своей площади. В то же время каудальный терминальный отдел ВЦСИ располагается под углом различной величины к краниальной замыкательной пластине тела каудального стабилизируемого позвонка, что обусловлено протяженностью фиксации и степенью коррекции деформации и, следовательно, контакт между ними неполный. Учитывая это, в данном исследовании краниальный терминальный отдел ВЦСИ установлен параллельно каудальной замыкательной пластине тела позвонка С IV, а каудальный — под углом 8° к краниальной замыкательной пластине тела позвонка С VI, открытым кпереди. При этом

Таблица 1. Варианты моделирования и основные геометрические характеристики вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов, применяемых для имитирования бисегментарного переднего межтелового спондилодеза С IV–С VI методом конечных элементов











| Вариант | Особенности моделирования имплантата | Модель проекции | | Наружный диаметр ВЦСИ, мм |
|---------|---|---|---|---------------------------|
| | | боковая | изометрическая | |
| I | По J. Harms |  |  | 12 |
| II | По А. Е. Барышу |  |  | 12 |
| III | С увеличенной площадью опоры |  |  | 12/14 |
| IV | С адаптированным каудальным терминальным отделом |  |  | 12 |
| V | С увеличенной площадью опоры и адаптированным каудальным терминальным отделом |  |  | 12/14 |

Таблица 2. Физические характеристики материалов, используемые при построении конечно-элементных моделей различных вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов и заполнении их полости

| Материал | Модуль Юнга E, МПа | Коэффициент Пуассона ν | Предел прочности, МПа |
|---------------------------------|--------------------|----------------------------|-----------------------|
| Титан | 105 000 | 0,37 | 990 |
| Кортикальная костная ткань | 10 000 | 0,3 | 128 |
| Губчатая костная ткань | 450 | 0,2 | 10 |
| Пористая алюмооксидная керамика | 67 000 | 0,3 | 300 |

краниальный отдел межтеловой опоры контактирует с телом фиксируемого позвонка на 100 % своей площади, а каудальный — только на 50 %.

Во II варианте исследований бисегментарного ПМС С IV–С VI использовали КЭМ ВЦСИ с параллельными терминальными отделами, полость которого заполнена пористой алюмооксидной керамикой, выходящей за границы заостренных терминальных отделов ВЦСИ в виде полусферы (табл. 1) [7]. При этом керамические имплантаты конгруэнт-

ны воспринимающему ложу в телах фиксируемых позвонков. Остальные этапы построения модели аналогичны I варианту.

Следующие варианты переднего межтелового цервикоспондилодеза с помощью ВЦСИ имитируют разработанные нами новые способы и их комбинацию [6, 8].

В III варианте построена КЭМ ВЦСИ с увеличенной площадью опоры (табл. 1) [8]. Для этого заостренные составляющие терминальных отделов

Таблица 3. Величины напряжений Мизеса в модели С III–С VII при имитировании переднего межтелового спондилодеза С IV–С VI с помощью вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов, МПа

| Анатомическая область | | Вариант | | | | |
|--|-------|----------|----------|----------|---------|---------|
| | | I | II | III | IV | V |
| Тело позвонка, краниальный/каудальный отделы | С III | 1,4/0,7 | 1,4/0,7 | 1,4/0,7 | 1,4/0,7 | 1,4/0,7 |
| | С IV | 1,6/9,2 | 1,9/9,9 | 2,2/5,6 | 2,5/9,5 | 2,4/4,9 |
| | С V | 0,3/0,7 | 0,4/0,6 | 0,3/0,6 | 0,4/0,7 | 0,4/0,7 |
| | С VI | 23,2/1,5 | 16,0/1,6 | 12,0/2,0 | 9,2/1,9 | 8,3/2,1 |
| | С VII | 0,9/0,7 | 0,9/0,7 | 0,7/0,7 | 0,9/0,7 | 0,8/0,7 |
| Корни дуги | С III | 2,7 | 2,7 | 2,7 | 2,7 | 2,7 |
| | С IV | 4,3 | 3,5 | 3,3 | 3,2 | 3,3 |
| | С V | 1,0 | 0,8 | 0,7 | 0,7 | 0,7 |
| | С VI | 9,1 | 9,1 | 9,2 | 9,8 | 9,8 |
| | С VII | 1,8 | 1,7 | 1,7 | 1,7 | 1,7 |
| Пластина дуги | С III | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,3 |
| | С IV | 0,7 | 0,8 | 0,8 | 0,8 | 0,8 |
| | С V | 0,5 | 0,5 | 0,5 | 0,5 | 0,5 |
| | С VI | 0,7 | 0,8 | 0,9 | 1,0 | 1,1 |
| | С VII | 0,1 | 0,1 | 0,1 | 0,1 | 0,1 |
| Суставные массы | С III | 1,9 | 2,0 | 2,0 | 2,0 | 2,0 |
| | С IV | 2,5 | 2,6 | 2,4 | 2,4 | 2,3 |
| | С V | 2,0 | 1,9 | 1,8 | 1,8 | 1,7 |
| | С VI | 2,1 | 2,1 | 2,0 | 2,1 | 2,0 |
| | С VII | 1,6 | 1,6 | 1,6 | 1,5 | 1,5 |

ВЦСИ развернуты кнаружи от боковой стенки имплантата на 30°. Причем диаметр обоих терминальных отделов имплантата увеличивается от 12 мм до 14 мм. Полость ВЦСИ заполняют образцами пористой алюмооксидной керамики, терминальные отделы которых формируют в виде усеченного конуса с полусферическим основанием, конгруэнтным воспринимающему ложу в телах фиксируемых позвонков. Остальные этапы построения модели аналогичны I варианту.

В IV варианте — КЭМ ВЦСИ с адаптированным к сегментарному ШСК каудальным терминальным отделом (табл. 1) [6]. Его угол наклона открыт дорзально относительно поперечной оси имплантата и равен 8°. Количественное значение данного угла соответствует сегментарному ШСК С IV–С VI и угловому отношению каудальной замыкательной пластины тела позвонка С IV с краниальной замыкательной пластиной тела позвонка С VI. Таким образом, при моделировании ПМС С IV–С VI с использованием данного варианта ВЦСИ оба его терминальных отдела полностью контактируют с замыкательными пластинами тел фиксируемых позвонков. Остальные этапы построения модели аналогичны II варианту.

В V варианте — КЭМ ВЦСИ, который представляет собой комбинацию способов формирования и установки III и IV вариантов моделей (табл. 1) [6, 8].

Для всех случаев моделирования ПМС С IV–С VI заостренные металлические составляющие терминальных отделов ВЦСИ контактируют с кортикальной костной тканью, а пластический материал, находящийся в его полости, располагается в проекции губчатой костной ткани воспринимающего имплантат ложа в телах фиксируемых позвонков.

Результаты и их обсуждение

Для обработки полученных данных использовали лицензированную программу «SolidWorks». Оценку НДС проводили по напряжениям Мизеса. Величины напряженного состояния в модели С III–С VII НДС при моделировании пяти вышеуказанных вариантов ПМС С IV–С VI с использованием ВЦСИ представлены в табл. 3. На рис. 1 в качестве примера изображен V вариант модели.

Анализ полученных данных свидетельствует о том, что значимые изменения величин напряжений Мизеса и характера распределения НДС происходят в области контакта тел фиксируемых позвонков

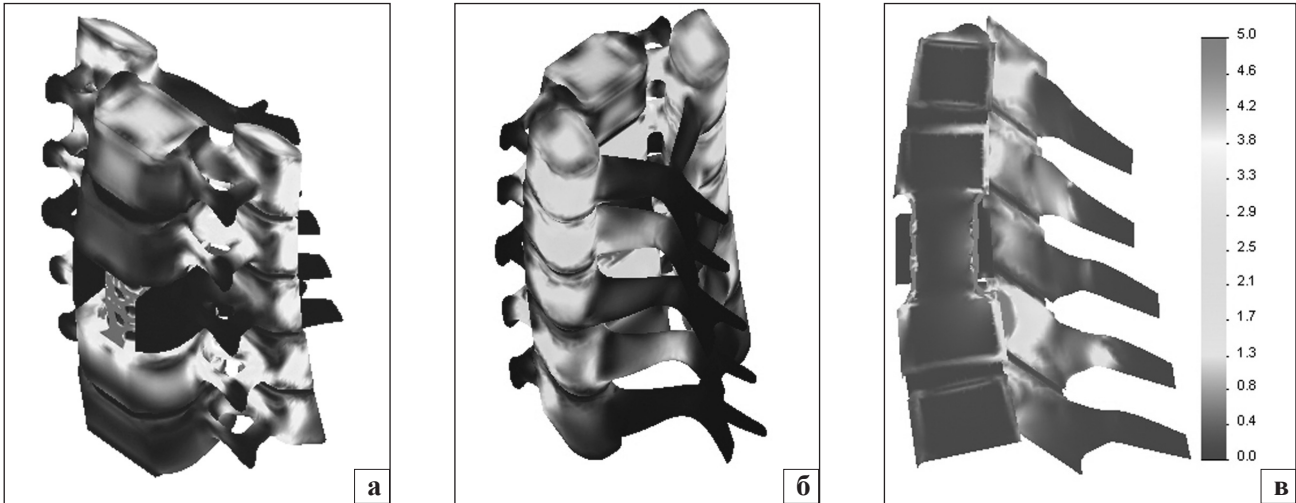


Рис. 1. Изображение распределения напряжений Мизеса в конечно-элементной модели С III–С VII при моделировании V варианта переднего межтелового спондилодеза С IV–С VI с помощью вертикального цилиндрического сетчатого имплантата: в изометрической проекции спереди (а), сзади (б) и в сагитальном сечении (в)

Таблица 4. Величины напряжений Мизеса в области контакта тел фиксируемых позвонков с терминальными отделами имплантатов, МПа

| Вариант | Каудальный отдел тела С IV | | | Краниальный отдел тела С VI | | |
|---------|---------------------------------|-----------------------------|--------------------------------|---------------------------------|-----------------------------|--------------------------------|
| | Вентральная область корт./губч. | Средняя область корт./губч. | Дорзальная область корт./губч. | Вентральная область корт./губч. | Средняя область корт./губч. | Дорзальная область корт./губч. |
| I | 1,8/1,0 | 8,6/3,9 | 9,2/5,0 | 0,5/0,2 | 22,1/9,5 | 23,2/8,3 |
| II | 2,5/0,4 | 5,6/3,2 | 9,9/3,9 | 4,3/3,5 | 16,0/7,3 | 7,8/7,1 |
| III | 1,7/0,1 | 4,7/2,4 | 5,6/2,3 | 3,9/2,5 | 12,0/5,3 | 6,9/5,5 |
| IV | 2,9/0,4 | 4,3/3,2 | 9,5/3,1 | 8,9/3,7 | 9,1/4,9 | 9,2/6,2 |
| V | 1,8/0,1 | 3,9/2,3 | 4,9/2,1 | 7,7/2,6 | 8,1/2,8 | 8,3/4,6 |

Примечание. Корт. — кортикальная и губч. — губчатая костная ткань тел фиксируемых позвонков

с терминальными отделами ВЦСИ, что представлено в таб. 4 и на рис. 2.

В металлической составляющей межтеловых опор величина напряжений Мизеса не превышает 25 МПа, что в 40 раз меньше предела прочности материала, а в пористой алюмооксидной керамике — 15 МПа, что в 20 раз меньше предела ее прочности (табл. 2).

В I варианте исследования оценивали результаты применения ВЦСИ, полость которого в одном случае заполнена кортикально-губчатой костной тканью, а в другом — имплантатами из пористой алюмооксидной керамики. При этом существенных различий в использовании этих материалов, по полученным нами данным, не выявлено. В связи с чем для I варианта модели в табл. 3, 4 представлены результаты, которые соответствуют использованию пористой алюмооксидной керамики для заполнения ВЦСИ.

После анализа результатов I варианта экспериментального исследования можно утверждать, что дорзальная область как каудального отдела тела позвонка С IV, так и краниального отдела тела позвонка С VI более напряженная, чем вентральная область. Величина напряжений Мизеса для кранио-дорзального отдела тела позвонка С VI в 2,5 раза выше, чем для каудо-дорзального отдела тела позвонка С IV. Максимальный уровень напряженного состояния для КЭМ С III–С VII регистрируется в кранио-дорзальном отделе тела позвонка С VI и составляет 23,2 МПа. В краниальном отделе тела С VI и каудальном тела позвонков С IV зона концентрации напряжений из дорзальной области распространяется в среднюю вдоль участка контакта кортикальной костной ткани с металлической составляющей межтеловой опоры. Возрастание уровня напряженного состояния в кортикальной костной ткани тел стабилизируемых позвонков до

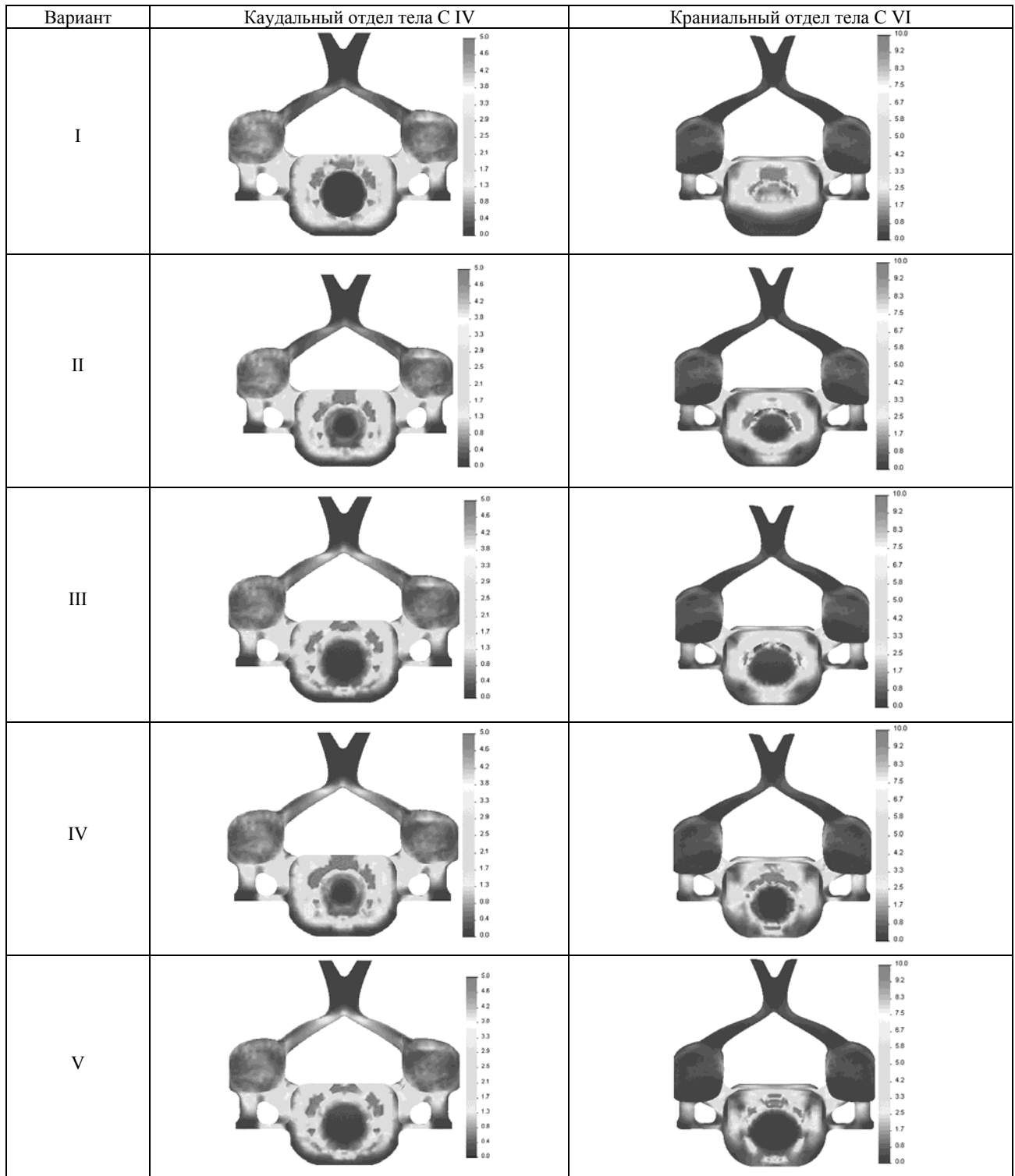


Рис. 2. Изображение распределения напряжений Мизеса в области контакта тел фиксируемых позвонков с терминальными отделами межтеловых имплантатов

величины 23 МПа не является критической с точки зрения прочности материала. Возрастание уровня напряженного состояния в губчатой костной ткани тел позвонков до величины 9 МПа является критической с позиции прочности материала и может привести к ее локальным разрушениям.

При сравнении результатов исследования I и II вариантов моделей можно заключить, что использование ВЦСИ, заполненного имплантатами из пористой алюмооксидной керамики, терминальные отделы которых сформированы в виде полусферы, при бисегментарном ПМС С IV–С VI изменило

НДС в фиксируемых позвонках. Произошло существенное перераспределение напряженного состояния как между вентральной и дорзальной областями краниального отдела тела позвонка С VI, так и между его кортикальной и губчатой костной тканью. В контактирующих с ВЦСИ областях тела позвонка С VI отмечено более равномерное распределение НДС: в кранио-дорзальном отделе происходит понижение величины напряжений Мизеса, а в кранио-вентральном — повышение. При этом уровень напряженного состояния кортикальной и губчатой костной ткани для дорзальной области тела позвонка С VI выше, чем для вентральной на 81,4 % и 102,9 % соответственно. Величина напряжений Мизеса в кранио-дорзальном отделе тела позвонка С VI по сравнению с первым вариантом модели снизилась для кортикальной костной ткани на 66,4 %, а для губчатой — на 14,5 %. В средней области каудального отдела тела позвонка С IV величина напряжений Мизеса понизилась для кортикальной костной ткани на 34,9 %. Максимальный уровень напряженного состояния в КЭМ С III–С VII регистрировали как для кортикальной (16 МПа), так и для губчатой (7,3 МПа) костной ткани в средней области краниального отдела тела позвонка С VI.

Сравнение результатов исследования II и III вариантов моделей свидетельствует, что использование ВЦСИ с увеличенной площадью опоры при бисегментарном ПМС С IV–С VI изменило характер распределения НДС в фиксируемых позвонках. Во всех областях тел фиксируемых позвонков с наибольшей концентрацией напряжений зафиксировано значительное понижение уровня НДС. Величина напряжений Мизеса в каудо-дорзальном отделе тела позвонка С IV, по сравнению со II вариантом модели для кортикальной и губчатой костной ткани уменьшилась на 43,4 % и 41 % соответственно, что привело к более пропорциональному распределению НДС в нем. Понижение уровня напряженного состояния в дорзальной и средней области краниального отдела тела позвонка С VI для кортикальной костной ткани по сравнению со вторым вариантом модели составляет от 11,5 % до 25 %. Понижение величин напряжений Мизеса в дорзальной и средней области краниального отдела позвонка С VI для губчатой костной ткани по сравнению со вторым вариантом модели составляет от 22,5 % до 27,4 %. Вышеуказанные изменения НДС в ПДС С IV–С VI обусловлены увеличением площади терминальных отделов ВЦСИ и особенностями их контакта с кортикальной и губчатой костной тканью тел фиксируемых позвонков.

При сравнении результатов исследования II и IV вариантов моделей можно сделать вывод, что ис-

пользование ВЦСИ с адаптированным каудальным терминальным отделом при моделировании ПМС С IV–С VI значительно изменило уровень НДС и характер его распределения в теле позвонка С VI по сравнению с применением II варианта имплантата. Величина напряжений Мизеса в вентральной области краниального отдела тела позвонка С VI для кортикальной костной ткани повысилась на 107 %, но по значению абсолютных величин была практически равнозначной НДС в кранио-дорзальном его отделе. В средней области краниального отдела тела позвонка С VI величина напряжений Мизеса существенно уменьшилась как для кортикальной, так для губчатой костных тканей, а именно на 43,1 % и 32,9 % соответственно. НДС в теле позвонка С VI распределяется равномерно по сравнению со II вариантом модели, что обусловлено полным контактом терминального отдела ВЦСИ. Для дорзальной и средней областей каудального отдела тела позвонка С IV величина напряжений Мизеса по сравнению со II вариантом модели незначительно понизилась, а для вентральной области повысилась, что привело также к более оптимальному распределению НДС в нем. Уровень напряженного состояния в каудо-дорзальном отделе тела С IV и кранио-дорзальном отделе тела С VI позвонков практически идентичный.

После сравнения результатов исследования III и V вариантов моделей можно утверждать, что использование ВЦСИ с увеличенной площадью опоры и адаптированным каудальным терминальным отделом при моделировании ПМС С IV–С VI существенно изменило уровень напряженного состояния и характер его распределения в теле позвонка С VI по сравнению с применением III варианта имплантата. Величина напряжений Мизеса в вентральной области краниального отдела тела позвонка С VI для кортикальной костной ткани повысилась на 97,4 %, но по значению абсолютных величин не превышает НДС в кранио-дорзальном его отделе. В средней области краниального отдела тела позвонка С VI величина напряжений Мизеса уменьшилась на 32,5 % для кортикальной и на 47,2 % для губчатой костной ткани. НДС в теле позвонка С VI распределяется более равномерно по сравнению с III вариантом модели, что обусловлено полным контактом с терминальным отделом ВЦСИ. Для дорзальной и средней областей каудального отдела тела позвонка С IV величина напряжений Мизеса по сравнению с III вариантом модели умеренно понизилась, а для вентральной — практически не изменилась, что привело также к более оптимальному распределению НДС в нем. Величины напряжений Мизеса в каудальном отделе тела позвонка С IV ниже, чем в краниальном отделе тела позвонка С VI.

Выводы

В области контакта тел фиксируемых позвонков с терминальными отделами различных вариантов вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов имеют место значительные изменения величин напряжений Мизеса и характера распределения напряженно-деформированного состояния, что обусловлено отличиями в конфигурации имплантатов и особенностях расположения их в межтеловом промежутке. В телах позвонков максимальные значения НДС для всех исследуемых вариантов переднего межтелового спондиллодеза отмечены в дорзальной и средней области краниального отдела тела позвонка С VI и в дорзальной области каудального отдела тела позвонка С IV. Причем, в теле позвонка С VI величины напряжений Мизеса выше.

Возрастание величины напряжений Мизеса в кортикальной костной ткани тел позвонков до величины 23 МПа в результате передачи вертикальной осевой нагрузки через ВЦСИ не критично с точки зрения прочности материала, а до 9 МПа в губчатой костной ткани является предельным и может привести к ее локальным разрушениям. Величина напряжений Мизеса для металлокерамических имплантатов в 20–40 раз меньше предела прочности составляющих их материалов. Наиболее оптимальным по величинам напряжений Мизеса и характеру распределения НДС в фиксируемых позвонках является V вариант переднего межтелового спондиллодеза металлокерамическим имплантатом с увеличенной площадью опоры и адаптированным каудальным терминальным отделом. Максимальные значения величин и наиболее диспропорциональный характер распределения НДС для каудального отдела тела С IV и краниального отдела тела С VI позвонков определяются в I варианте ситуационного плана исследования.

НДС элементов переднего и заднего опорных комплексов интактных позвоночных двигательных сегментов в модели С III–С VII при имитировании различных вариантов переднего межтелового спондиллодеза С IV–С VI с помощью вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов существенно не изменяется.

Впервые проведенный сравнительный анализ характера распределения и величин НДС системы «шейные позвоночные сегменты — имплантаты» в конечно-элементной модели С III–С VII при различных вариантах моделирования бисегментарного переднего межтелового спондиллодеза С IV–С VI с помощью вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов подтверждает преимущества разработанных в ИППС им. проф. М. И. Ситенко способов переднего межтелового спондиллодеза перед известными.

Список литературы

1. Барыш А. Е. Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов С IV/С VI / А. Е. Барыш // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2005. — № 1. — С. 41–49.
2. Барыш А. Е. Обоснование новой технологии переднего межтелового цервикоспондиллодеза с помощью гибридных металлокерамических фиксирующих устройств / А. Е. Барыш // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2005. — № 2. — С. 15–21.
3. Барыш А. Е. Математическое моделирование переднего межтелового моносегментарного цервикоспондиллодеза методом конечных элементов / А. Е. Барыш // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2006. — № 1. — С. 36–47.
4. Барыш А. Е. Математическое моделирование позвоночных двигательных сегментов С III/С VII методом конечных элементов / А. Е. Барыш, Р. И. Бузницкий, А. В. Ярьско // Травма. — 2012. — Т. 13, № 3. — С. 36–39.
5. Декл. пат. 58900 А Україна, МПК⁷ А 61 F 2/44. Ендопротез сегмента хребта / М. О. Корж, О. Є. Барыш, В. В. Лук'янченко, Д. П. Макгоуан; Заявник і патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка АМН України». — № 2002119196; заявл. 19.11.02; опубл. 15.08.03, Бюл. № 8.
6. Заявка на корисну модель № u201202362 Україна, МПК⁷ А61В 17/56. Спосіб переднього міжтілового цервикоспондиллодезу вертикальним циліндричним сітчастим імплантатом / О. Є. Барыш, Р. І. Бузницький; Заявник і патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка АМН України». — Заявл. 28.02.12.
7. Пат. 62437 У Україна МПК⁷ А61В 17/56. Спосіб переднього міжтілового спондиллодезу / О. Є. Барыш, Р. І. Бузницький; Заявник і патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка АМН України». — № u201102048; заявл. 21.02.11; опубл. 25.08.11, Бюл. № 16.
8. Пат. 62721 У Україна МПК⁷ А61В 17/56. Спосіб переднього міжтілового спондиллодезу / О. Є. Барыш, Р. І. Бузницький; Заявник і патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка АМН України». — № u201102026; заявл. 21.02.11; опубл. 12.09.11, Бюл. № 17.
9. Шимон В. М. Хірургічне лікування перелоמו-звихів в шийному відділі хребта з застосуванням кейджа та гідроксиапатитної кераміки / В. М. Шимон, М. М. Василенець, А. А. Мезів та ін. // Травма. — 2009. — Т. 10, № 3. — С. 339–342.
10. Aslani F. J. Effect of side holes in cervical fusion cages: a finite element analysis study / F. J. Aslani, D. W. Hukins, D. E. Shepherd // Proc. Inst. Mech. Eng. H. — 2011. — Vol. 225, № 10. — P. 986–992.
11. Preliminary surgical result of cervical spine reconstruction with a dynamic plate and titanium mesh cage / D. Y. Chung, D. C. Cho, S. H. Lee, J. K. Sung // J. Korean Neurosurg. Soc. — 2007. — Vol. 41. — P. 111–117.
12. 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.
13. Harms J. Instrumented spinal surgery; principles and technigue / J. Harms, G. Tabasso. — Stuttgart — New York: Thieme, 1999. — 198 p.
14. Complications and long-term follow-up results in titanium mesh cage reconstruction after cervical corpectomy / H. Nakase, Y. S. Park, H. Kimura et al. // J. Spinal Disord. Tech. — 2006. — Vol. 19, № 5. — P. 353–357.
15. Pal G. P. The vertical stability of the cervical spine / G. P. Pal, H. H. Sherk // Spine. — 1988. — Vol. 13, № 5. — P. 447–449.
16. Shams S. Anterior cervical reconstruction using titanium mesh cages / S. Shams, M. J. Rashid // J. Ayub. Med. Coll. Abbotabad. — 2007. — Vol. 19, № 1. — P. 23–25.
17. 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, № 7. — P. 569–574.