



МАТЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ И ОПТИМИЗАЦИЯ КОНСТРУКТИВНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СТАБИЛИЗИРУЮЩИХ ТЕЛОЗАМЕЩАЮЩИХ СИСТЕМ ДЛЯ СУБАКСИАЛЬНОГО ЦЕРВИКОСПОНДИЛОДЕЗА С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

А.С. Нехлопочин^{1,2}, С.Н. Нехлопочин^{1,2}, М.Ю. Карпинский³, А.И. Швеиц², Е.Д. Карпинская³, А.В. Ярьсько³

¹Луганская областная клиническая больница, Луганск, Украина

²Луганский государственный медицинский университет, Луганск, Украина

³Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко, Харьков, Украина

Цель исследования. Анализ особенностей напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника при замещении тел позвонков искусственными имплантатами разных конструкций.

Материал и методы. Математическое моделирование произведено путем построения трех конечно-элементных моделей шейного отдела позвоночника. Модели имитировали шейный отдел позвоночника человека на участке от позвонка C₃ до C₇. Позвонки C₅ были замещены тремя различными конструкциями: сетчатым кейджем, сетчатым кейджем в сочетании с вентральной пластиной и телескопическим телозамещающим имплантатом с фиксацией к телам. Напряженно-деформированное состояние моделей изучали при четырех вариантах нагружения: сжатие, изгиб при наклоне вперед, изгиб при наклоне назад и ротационное воздействие.

Результаты. Получены величины напряжения в следующих структурах: верх тел позвонков, низ тел позвонков, корень дуги, пластина дуги, суставные массы, зубцы конструкции, винты конструкции (при их наличии) при различных вариантах нагружения.

Заключение. Дополнительное крепление к телам позволяет снизить уровень максимальных напряжений в костной ткани позвонков, контактирующих с имплантатом. Телескопический кейдж демонстрирует наиболее низкий уровень напряжений в элементах модели при нагрузках на сжатие и при наклоне головы вперед. При наклоне головы назад и ротации показатели напряжений имеют незначительные отличия на разных участках.

Ключевые слова: передний спондилодез, конечно-элементная модель, телескопический телозамещающий имплантат.

Для цитирования: Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н., Карпинский М.Ю., Швеиц А.И., Карпинская Е.Д., Ярьсько А.В. Математический анализ и оптимизация конструктивных характеристик стабилизирующих телозамещающих систем для субаксиального цервикоспондилодеза с применением метода конечных элементов // Хирургия позвоночника. 2017. Т. 14. № 1. С. 37–45.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2017.1.37-45>.

MATHEMATICAL ANALYSIS AND OPTIMIZATION OF DESIGN CHARACTERISTICS OF STABILIZING VERTEBRAL BODY REPLACING SYSTEMS FOR SUBAXIAL CERVICAL FUSION USING THE FINITE ELEMENT METHOD

A.S. Nekhlepochin^{1,2}, S.N. Nekhlepochin^{1,2}, M.Y. Karpinsky³, A.I. Shvets², E.D. Karpinskaya³, A.V. Yaresko³

¹Lugansk Regional Clinical Hospital, Lugansk, Ukraine;

²Lugansk State Medical University, Lugansk, Ukraine; ³Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Kharkov, Ukraine

Objective. To analyze the characteristics of the stress-strain state of the cervical spine when replacing vertebral body with implants of different design.

Material and Methods. Mathematical modeling was performed by developing three finite element models of the cervical spine. The models simulated human cervical spine within C₃–C₇ spinal segment. The C₅ vertebra was replaced by three different systems: mesh cage, mesh cage combined with anterior plate, and telescopic vertebral body replacement implant fixed to the bodies. The stress-strain state of models was studied under four variants of loading: compression, flexion, extension, and rotary impact.

Results. Stress intensity values were obtained for the following structures: top of the vertebral body, bottom of the vertebral body, pedicle, lamina, joint masses, teeth and screws (if any) of instrumentation under different loading options.

Conclusion. The presence of an additional fixation to vertebral bodies allows reducing the level of maximum stress in the bone tissue of vertebrae contacting the implant. Telescopic cage shows the lowest level of stress in the model elements under compression and flexion. Stress indicators in extension and rotation have minor differences between different sites.

Key Words: anterior fusion, finite element model, telescopic implant for vertebral body replacement.

Please cite this paper as: Nekhlepochin AS, Nekhlepochin SN, Karpinsky MY, Shvets AI, Karpinskaya ED, Yaresko AV. Mathematical analysis and optimization of design characteristics of stabilizing vertebral body replacing systems for subaxial cervical fusion using the finite element method. Hir. Pozvonoc. 2017; 14(1):37–45. In Russian. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2017.1.37-45>.

В настоящее время в арсенале практикующего ортопеда-травматолога имеются разнообразные телозамещающие системы, позволяющие выполнять декомпрессивно-стабилизирующие и реконструктивно-восстановительные оперативные вмешательства на позвоночнике из вентрального доступа [4].

Для выбора оптимальных устройств, способов их фиксации и самих способов спондилодеза используются биомеханические и патоморфологические методы, которые являются основополагающими при решении спорных вопросов, возникающих как в научных исследованиях, так и в клинической практике хирургии позвоночника, в частности его шейного отдела [14, 19].

Среди широкого спектра такого рода изысканий можно выделить экспериментальные биомеханические исследования анатомических препаратов шейного отдела позвоночника человека [8, 12], анатомических препаратов шейного отдела позвоночника лабораторных животных, в том числе с имплантацией протезов тел позвонков и дисков [13, 21].

Указанные методы часто заменяют более современными, не требующими экспериментов на животных или на анатомических препаратах. Например, математическим моделированием, одним из вариантов которого является метод конечных элементов (МКЭ) [6, 7, 11, 18, 24]. Экспериментальные исследования биомеханических характеристик позвоночника с использованием МКЭ были осуществлены еще в 1973 г. [23, 25].

Для математического моделирования шейного отдела позвоночника человека МКЭ стали применять несколько позже [24]. В 1996 г. Yoganandan et al. [23] сообщили о создании математической модели C_4 – C_6 на основе КТ-срезов с шагом 1 мм и криомикротомии.

К математическому моделированию с МКЭ прибегают не только для изучения биомеханических свойств позвоночных сегментов, но и для оценки биомеханических характеристик переднего межтелового спонди-

лодеза разнообразными имплантатами [9, 10, 15–17, 20, 22].

Цель исследования – анализ особенностей напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника при замещении тел позвонков искусственными имплантатами разных конструкций.

Материал и методы

В лаборатории биомеханики Института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко выполнено математическое моделирование с использованием МКЭ. Для решения поставленной задачи были построены три конечно-элементные модели шейного отдела позвоночника (рис. 1).

Модели имитировали шейный отдел позвоночника человека на участке от позвонка C_3 до C_7 , включая межпозвонковые диски и дугоотростчатые суставы с межсуставным хрящом. Между телами позвонков и межпозвонковыми дисками, а также в дугоотростчатых суставах использовали контакт типа bonded. Позвонкок C_5 был замещен тремя различными конструкциями: сетчатым кейджем (рис. 1а), сетчатым кейджем с дополнительной фиксацией смежных позвонков пластиной (рис. 1б) и кейджем с фиксирующими элементами оригинальной конструкции

– телескопическим телозамещающим имплантатом (ТТЗИ; рис. 1в) [5].

Кроме того, на модели с ТТЗИ моделировали работу кейджа с крупными и мелкими зубцами (рис. 2).

Модель имплантата с крупными зубцами имела на верхней и нижней плоскостях по 4 зубца, длина которых превышала толщину кортикального слоя позвонка. Модель имплантата с мелкими зубцами – по 10 зубцов на верхней и нижней плоскостях, длина зубцов соответствовала половине толщины кортикального слоя позвонка.

При моделировании использовали механические характеристики биологических тканей [2]. Механические свойства материалов приведены в табл.

Напряженно-деформированное состояние моделей изучали при четырех вариантах нагружения: сжатии, изгибе при наклоне вперед, изгибе при наклоне назад и ротационном воздействии. Схемы нагружения моделей приведены на рис. 3.

Модели имели жесткое закрепление по нижней плоскости тела позвонка C_7 и его дугоотростчатых суставов (рис. 3а). Величина нагрузки на модели составляла 100 Н. Нагружение на сжатие осуществляли определенной нагрузкой величиной 36 Н по верхней поверхности

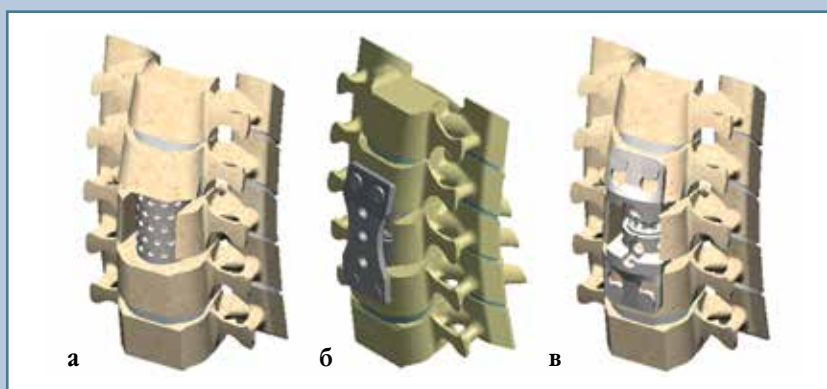
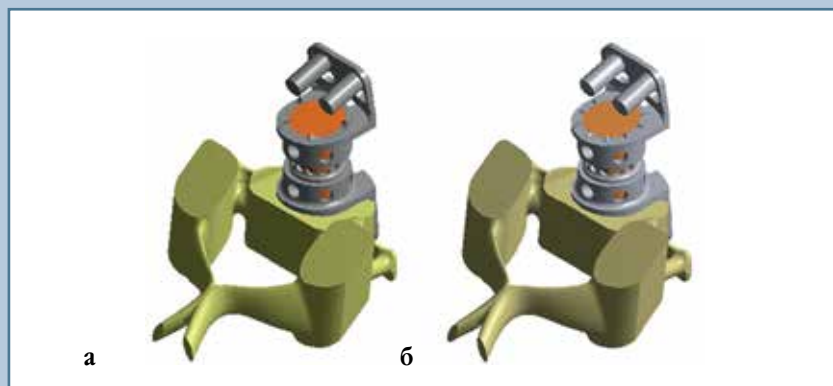


Рис. 1

Внешний вид моделей шейного отдела позвоночника с имплантатами: а – сетчатый кейдж; б – кейдж с вентральной пластиной; в – телескопический телозамещающий имплантат

**Рис. 2**

Внешний вид моделей шейного отдела позвоночника с применением телескопического телозамещающего имплантата: **а** – с крупными зубцами; **б** – с мелкими зубцами

Таблица

Механические свойства материалов, использованных при моделировании

Материал	Модуль упругости Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа
Кортикальная кость	100 000,0	0,30	145
Губчатая кость	450,0	0,20	10
Суставной хрящ	10,5	0,49	—
Межпозвонковый диск	4,2	0,45	—
Пористая керамика	67 000,0	0,30	—
Титан ВТ-16	110 000,0	0,30	235

тела позвонка C_3 и по 32 Н верхней плоскости его дугоотростчатых суставов (рис. 3б). Наклон вперед имитировали нагрузкой 100 Н на передний край тела позвонка C_3 (рис. 3в), а наклон назад – нагрузкой по 50 Н на его дуги (рис. 3г). Ротационную нагрузку осуществляли силой 100 Н по верхней поверхности тела позвонка C_3 (рис. 3д).

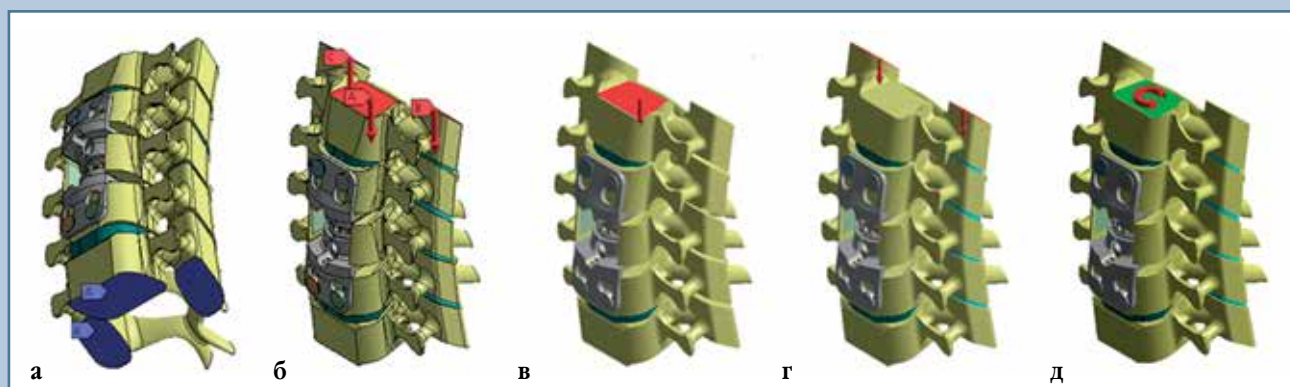
Модель состоит из 145 282 тетраэдральных 10-узловых изопараметрических конечных элементов и имеет 245 105 узлов. Критерием оценки напряженно-деформированного состояния моделей выбрано напряжение по Мизесу [3].

Построение модели выполняли с помощью программного комплекса «SolidWorks», расчеты МКЭ проводили с помощью пакета «COSMOSWorks», входящего в состав комплекса [1].

Результаты и их обсуждение

В результате проведенного исследования получили картину напряженного деформированного состояния моделей шейного отдела позвоночника, в котором тело позвонка C_5 замещали тремя видами имплантатов.

На рис. 4 приведена картина распределения напряжений в моделях

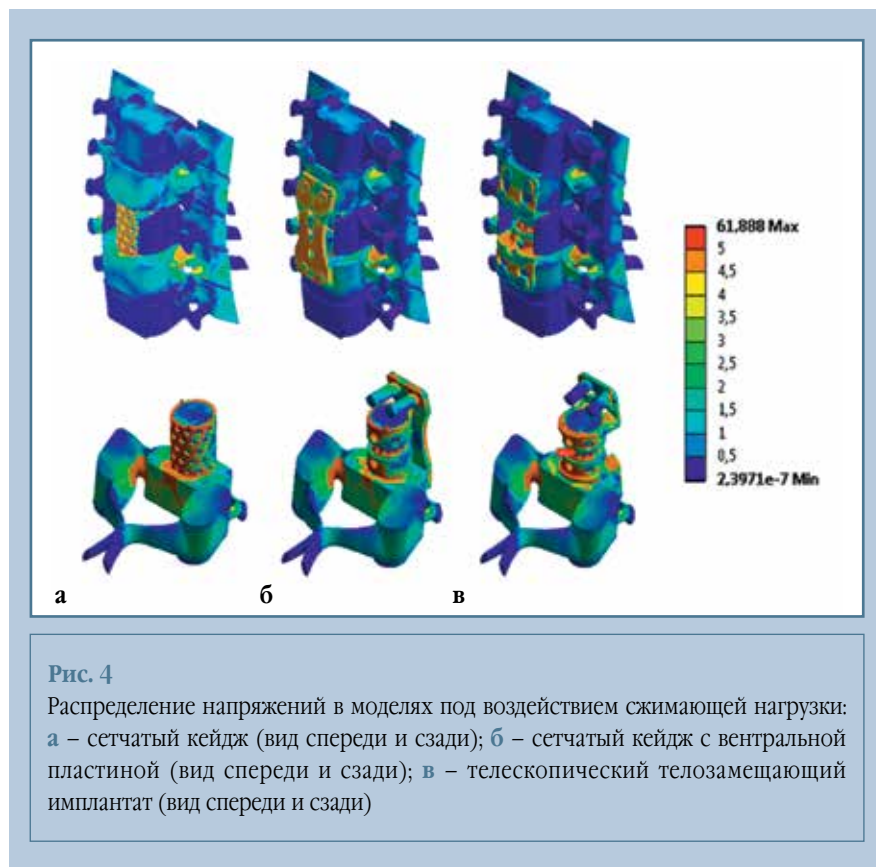
**Рис. 3**

Схемы нагружения моделей: **а** – закрепление моделей по нижней поверхности позвонка C_7 ; **б** – нагружение на сжатие; **в** – нагружение на сгибание; **г** – нагружение на разгибание; **д** – ротационная нагрузка

под действием осевой сжимающей нагрузки.

Во всех моделях основную нагрузку принимают на себя металлические конструкции, однако в костной ткани наблюдаются некоторые особенности.

При сжимающей нагрузке в костной ткани тел позвонков основные различия отмечают в позвонках C_4 и C_6 , смежных с поврежденным. Наибольшие показатели величины напряжений – в модели с кейджем без дополнительного крепления. Так, на верхней поверхности тел позвонков C_4 и C_6 максимальные величины напряжений составляют 3,0 и 10,0 МПа соответственно. В моделях с дополнительным креплением уровень напряжений в этих зонах значительно ниже. Если по верхней поверхности позвонка C_4 напряжения в моделях с пластиной и ТТЗИ практически одинаковы – 2,6 и 2,7 МПа соответственно, то в позвонке C_6 различия более значимые – 7,2 и 5,8 МПа. По нижней поверхности позвонков C_4 и C_6 картина распределения напряжений практически идентична. Наибольшие различия наблюдаются на поверхности позвонка, контактирующего с кейджем, то есть на нижней поверхности позвонка C_4 – 7,9; 6,1 и 5,5 МПа соответственно для моделей с одним кейджем, с вентральной пластиной и ТТЗИ. Наиболее нагруженной частью позвонков оказались корни дуг позвонка C_6 . В этой зоне максимальные значения напряжений составляют 18,2 МПа для модели без дополнительного крепления, 17,2 МПа – для модели с вентральной пластиной и 16,5 МПа – для модели с ТТЗИ. В корнях дуг других позвонков уровень напряжений значительно ниже при незначительных различиях. В дугоотростчатых суставах наибольшие различия в величинах напряжений наблюдаются в позвонках C_4 и C_5 . В этих зонах худшие показатели демонстрирует модель с кейджем без дополнительного крепления – 2,9 МПа в позвонке C_4 и 1,9 МПа в позвонке C_5 . Применение ТТЗИ позволяет более эффективно разгрузить дугоотростчатые суставы – 2,6 МПа для позвонка



C_4 и 1,5 МПа для позвонка C_5 . Модель с вентральной пластиной показала промежуточные значения – 2,8 и 1,6 МПа в соответствующих зонах. Наименьшие напряжения на зубцах кейджа возникают в моделях с ТТЗИ – 2,9 и 2,1 МПа для позвонков C_4 и C_6 соответственно. В конструкции с пластиной показатели в два раза выше – 5,9 и 4,2 МПа. На зубцах ТТЗИ величины напряжений составляют 5,5 и 3,5 МПа для позвонков C_4 и C_6 соответственно, что значительно меньше, чем в модели с пластиной (8,9 и 9,8 МПа) и в модели без дополнительного крепления (10,2 и 12,5 МПа).

Исследования моделей под действием сжимающей нагрузки показали, что использование дополнительного крепления при замещении тела позвонка кейджем позволяет снизить уровень напряжений в костной ткани позвонков. ТТЗИ, с этой точки зрения, более эффективен.

Следующий этап – моделирование работы соответствующих имплантатов при наклоне головы вперед. Кар-

тина распределения напряжений в исследуемых моделях при данной нагрузке представлена на рис. 5.

Как и в предыдущем исследовании, основную нагрузку принимают на себя металлические конструкции.

Проанализируем абсолютные значения максимальных напряжений, возникающих в костных структурах моделей.

Как и при исследовании на сжатие, в телах позвонков наибольшие напряжения возникают в местах контакта с кейджами. Это нижняя поверхность позвонка C_4 и верхняя поверхность тела позвонка C_6 . В первом случае величина напряжений составляет 9,0, 8,1 и 5,0 МПа для моделей без дополнительной фиксации, с вентральной пластиной и с ТТЗИ соответственно. Во втором случае уровень напряжений составляет 10,3, 6,5 и 4,1 МПа для соответствующих моделей. При наклоне вперед корни дуг позвонков разгружаются, напряжения не превышают значения 1,5 МПа в дугах позвонка C_6 в модели без дополнительной

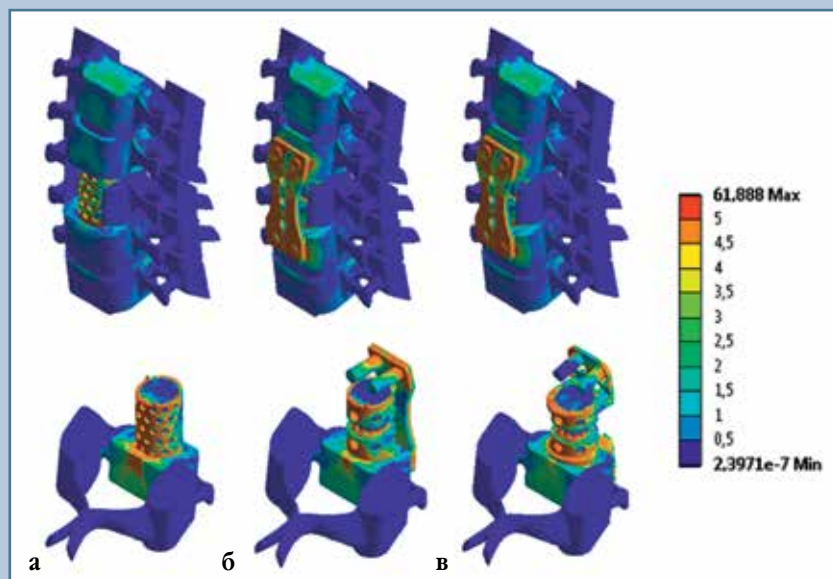


Рис. 5

Распределение напряжений в моделях при наклоне головы вперед: **а** – сетчатый кейдж (вид спереди и сзади); **б** – сетчатый кейдж с наkostной пластиной (вид спереди и сзади); **в** – телескопический телозамещающий имплантат (вид спереди и сзади)

фиксации. В двух других моделях напряжения в этой зоне находятся на уровне 1,1 МПа. Дугоотростчатые суставы в данном случае практически не нагружены, уровень напряжений не доходит до отметки 1,0 МПа без каких-либо значимых отличий между моделями. Основные изменения в распределении напряжений наблюдаются на крепежных элементах конструкции. Наибольшая нагрузка приходится на верхние крепежные элементы, расположенные на теле позвонка C_4 . Так, на крепежных винтах в этой зоне уровень напряжений составляет 15,8 МПа для модели с ventральной пластиной и 12,3 МПа для ТТЗИ. Величина максимальных напряжений на винтах в теле позвонка C_6 несколько ниже и составляет 11,8 и 6,1 МПа для моделей с наkostной пластиной и для нашей конструкции соответственно. Что касается зубцов на контактной плоскости кейджа, то наибольшие напряжения возникают на зубцах кейджа без дополнительной фиксации и составляют 20,9 МПа со сторо-

ны позвонка C_4 и 27,0 МПа со стороны позвонка C_6 . Это вдвое превышает значения максимальных напряжений при использовании ТТЗИ – 13,0 и 10,2 МПа соответственно. Конструкция с ventральной пластиной показала наименьшие значения напряжений в этих зонах – 9,9 и 7,2 МПа соответственно.

Таким образом, при наклоне головы вперед наиболее нагружаемой зоной становятся места контакта тел позвонков с зубцами кейджа, наименьший уровень напряжений в этой зоне показала модель с ventральной пластиной. Наименьший уровень напряжений в других зонах наблюдался в модели с ТТЗИ.

Картина напряженно-деформированного состояния моделей при наклоне головы назад приведена на рис. 6.

Как видно, основную нагрузку по-прежнему несут металлические конструкции. В костных структурах напряжения перемещаются на задний опорный комплекс.

При наклоне головы назад местами пиковых напряжений, как и в предыдущих исследованиях, остаются зоны контакта позвонков с кейджем. По верхней поверхности позвонка C_6 величины максимальных напряжений составляют 3,8 МПа для модели без дополнительной фиксации, 2,6 МПа – для модели с ventральной пластиной, 2,9 МПа – для ТТЗИ. На нижней поверхности тела позвонка C_4 уровень максимальных напряжений достигает значений 11,6; 7,6 и 7,5 МПа для соответствующих моделей. Так как основная нагрузка смещается на задний опорный комплекс, максимальные значения напряжений наблюдаются в корнях дуг позвонка C_6 : 20,7 МПа для модели без дополнительной фиксации, 20,2 МПа – для модели с ventральной пластиной, 22,4 МПа – для ТТЗИ. А также в дугах позвонка C_4 , где в модели с кейджем без дополнительной фиксации уровень напряжений наименьший – 7,5 МПа, дополнительная фиксация приводит к увеличению напряжений в дугах позвонка C_4 при наклоне головы назад – 10,0 МПа при фиксации пластиной, 9,6 МПа – при ТТЗИ. Возрастают напряжения и в дугоотростчатых суставах. Максимальные значения напряжений приходится на позвонки C_4 и C_6 . Дополнительная фиксация оказывает положительное влияние на распределение напряжений в этих зонах. Если кейдж без фиксации приводит к повышению напряжений до 3,9 МПа в суставах позвонка C_4 и до 4,1 МПа в C_6 , то в моделях с дополнительной фиксацией в суставах позвонка C_4 уровень напряжений составляет 3,8 и 3,7 МПа в моделях с пластиной и ТТЗИ соответственно, а в суставах позвонка C_6 величины напряжений составляют 3,5 МПа в обеих моделях. Наиболее нагруженными, как и при наклоне головы вперед, остаются винты в теле позвонка C_4 – 10,2 МПа для модели с пластиной и 7,6 МПа для ТТЗИ. Кейдж нашей конструкции также более щадяще нагружает винты в теле позвонка C_6 (4,4 МПа) в сравнении с наkostной пластиной (7,6 МПа). Что касается зубцов, то здесь преимущество на сторо-

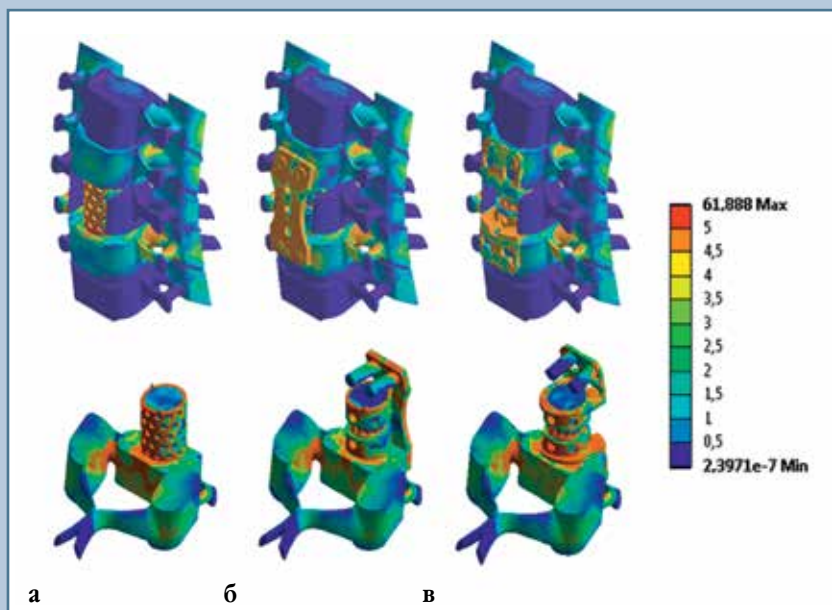


Рис. 6

Распределение напряжений в моделях при наклоне головы назад: **а** – сетчатый кейдж (вид спереди и сзади); **б** – сетчатый кейдж с наkostной пластиной (вид спереди и сзади); **в** – телескопический телозамещающий имплантат (вид спереди и сзади)

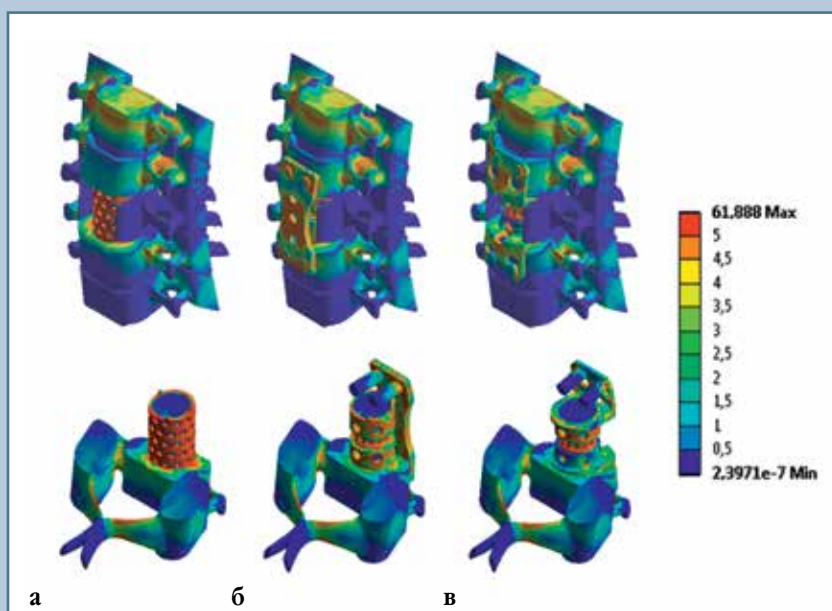


Рис. 7

Распределение напряжений, возникающих в моделях при ротационных движениях: **а** – сетчатый кейдж (вид спереди и сзади); **б** – сетчатый кейдж с вентральной пластиной (вид спереди и сзади); **в** – телескопический телозамещающий имплантат (вид спереди и сзади)

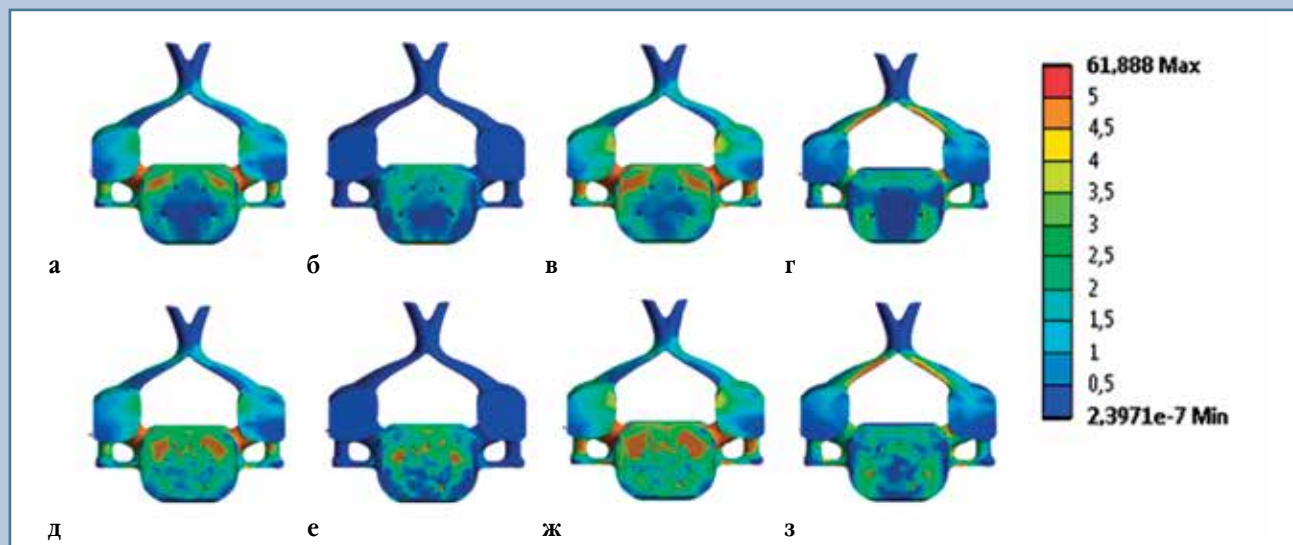
не конструкции с пластиной – 9,8 МПа на позвонке C_4 и 11,1 МПа на позвонке C_6 . ТТЗИ и кейдж без дополнительной опоры приводят к росту напряжений на зубах со стороны позвонка C_4 до 12,9 и 12,5 МПа соответственно, на стороне тела позвонка C_6 – до 14,5 и 17,8 МПа.

При анализе распределения напряжений в моделях при наклоне головы назад трудно отдать предпочтение какой-то одной конструкции, так как данная нагрузка приводит к неоднородному распределению напряжений. Можно заключить, что при наклонах головы назад поведение моделей с разными конструкциями практически равнозначно.

На рис. 7 приведены картины напряженно-деформированного состояния моделей под действием ротационной нагрузки.

В этом случае конструкции выполняют функцию разгрузки поврежденного позвонка C_5 , но приводят к избыточным напряжениям в смежных позвонках.

При ротации максимальные напряжения возникают в элементах позвонка C_3 , первого подвижного элемента в системе «позвоночник – имплантат», и достигают уровня 4,9 МПа в модели без дополнительной фиксации и 4,8 МПа в моделях с дополнительной фиксацией имплантата. Традиционно высокий уровень напряжений наблюдается и в телах позвонков C_4 и C_6 . Так, на нижней поверхности позвонка C_4 значения напряжений составляют 3,7 МПа для модели без дополнительной фиксации и 3,3 и 2,0 МПа в моделях с дополнительной фиксацией имплантата пластиной и ТТЗИ соответственно. На верхней поверхности тела позвонка C_6 напряжения достигают значений 4,0, 2,9 и 2,7 МПа для соответствующих моделей. В корнях дуг самый высокий уровень напряжений зафиксирован в позвонках C_3 и C_6 в модели без дополнительной фиксации кейджа – 13,8 и 10,3 МПа соответственно. В моделях с дополнительной фиксацией кейджа уровень напряжений в корнях дуг ниже – 10,5 и 6,0 МПа соответствен-

**Рис. 8**

Распределение напряжений в теле позвонка C_6 в моделях с зубцами разного размера при всех видах нагрузки: **а** – крупные зубцы, сжимающая нагрузка; **б** – крупные зубцы, наклон головы вперед; **в** – крупные зубцы, наклон головы назад; **г** – крупные зубцы, скручивающая нагрузка; **д** – мелкие зубцы, сжимающая нагрузка; **е** – мелкие зубцы, наклон головы вперед; **ж** – мелкие зубцы, наклон головы назад; **з** – мелкие зубцы, скручивающая нагрузка

но в позвонках C_3 и C_6 для модели с наkostной пластиной, 11,5 и 5,2 МПа – в модели с ТТЗИ. При ротации высокий уровень напряжений наблюдается также в пластинах дуг позвонков и достигает максимальных значений на позвонке C_6 – 6,5 МПа в модели без дополнительной фиксации и 5,8 и 5,7 МПа в моделях с дополнительной фиксацией имплантата пластиной и ТТЗИ соответственно. В дугоотростчатых суставах интенсивность напряжений спадает до уровня 2,0–2,2 МПа в позвонках C_3 и C_6 , без значительных отличий между моделями. Что касается крепежных элементов имплантата, то следует отметить очень низкий уровень напряжений на винтах ТТЗИ – 3,2 МПа на позвонке C_4 и 0,6 МПа в позвонке C_6 . В то время как в модели с вентральной пластиной эти показатели достигали уровня 8,9 и 5,7 МПа соответственно. На зубцах кейджа наблюдается прямо противоположная ситуация. Наименьший уровень напряжений зафиксирован в модели с пластиной – 4,8 и 5,4 МПа со стороны позвонков C_4 и C_6 соответственно.

В модели с ТТЗИ данные показатели составляют 4,3 и 9,8 МПа. В модели без дополнительной фиксации – 6,5 и 14,3 МПа соответственно.

Исследование напряженно-деформированного состояния моделей при ротационных нагрузках показало, что дополнительная фиксация приводит к перераспределению интенсивности напряжений с зубцов кейджа на элементы дополнительного крепления.

Следующий этап работы – изучение влияния размера зубцов кейджа на характер распределения напряжений в системе «шейный отдел позвоночника – имплантат». Как показал опыт предыдущих исследований, основные зоны пиковых напряжений возникают в местах контакта имплантата с костными фрагментами. Поэтому для анализа напряженно-деформированного состояния выбрали позвонки C_4 и C_6 . На рис. 8 приведены картины распределения напряжений в позвонках C_6 моделей при всех видах использованных нагрузок.

Позвонки модели с крупными зубцами имеют менее интенсивную

окраску, что свидетельствует о более низком уровне напряжений. Внутри зубцов величина напряжений очень низкая (менее 0,5 МПа). В модели с мелкими зубцами зоны повышенных напряжений более обширные и располагаются по всей поверхности тела позвонка.

Выводы

1. Наличие дополнительного крепления позволяет снизить уровень максимальных напряжений в костной ткани позвонков, контактирующих с имплантатом.

2. Кейдж нашей конструкции показал наиболее низкий уровень напряжений в элементах модели при нагрузках на сжатие и при наклоне головы вперед. При наклоне головы назад и ротации показатели напряжений в обеих моделях имеют незначительные отличия в ту или иную сторону на разных участках.

3. Использование четырех крупных зубцов, перфорирующих кортикальный слой тела позвонка, приводит

к снижению напряжений в костных структурах позвонков, с которыми контактирует, в сравнении с конструк-

цией, имеющей большее количество зубцов, но меньшей длины.

Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. **Алямовский А.А.** SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. М., 2004. [Alyamovsky AA. SolidWorks/COSMOSWorks. Engineering Finite Element Analysis. Moscow: Designing, 2004. 432 p. In Russian].
2. **Березовский В.А., Колотило Н.Н.** Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Киев, 1990. [Berezovsky VA, Kolotilov NN. Biophysical Characteristics of Human Tissue: Handbook. Kiev, 1990. In Russian].
3. **Зенкевич О.** Метод конечных элементов в технике. М., 1975. [Zenkevich O. Finite Element Method in Technics. Moscow: Mir, 1975. In Russian].
4. **Нехлопочин А.С.** Телозамещающие эндопротезы для переднего спондилодеза: Обзор литературы // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12. № 2. С. 20–24. [Nekhlopochin AS. Vertebral body replacement systems for anterior fusion: literature review. Hir Pozvonoc. 2015;12(2):20–24. In Russian]. DOI:10.14531/ss2015.2.20-24.
5. **Нехлопочин А.С., Швец А.И., Нехлопочин С.Н.** Телозамещающий телескопический эндопротез для субаксиального цервикоспондилодеза // Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко. 2016. Т. 80. № 1. С. 19–26. [Nekhlopochin AS, Shvets AI, Nekhlopochin SN. A telescopic vertebral endoprosthesis for subaxial cervical fusion. Voprosy neirokhirurgii imeni N.N. Burdenko. 2016;80(1):19–26. In Russian]. DOI:10.17116/neiro201680119-26.
6. **Радченко В.А., Шимон В.М., Ткачук Н.А., Шманько А.П.** Конечно-элементные модели для определения жесткости и прочности имплантатов из гидроксилатаптитовой керамики // Ортопедия, травматология и протезирование. 2002. № 3. С. 60–64. [Radchenko VA, Shimon VM, Tkachuk NA, Shman'ko AP. Finite element models to assess the stiffness and strength of ceramic hydroxylapatite implants. Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. 2002;(3):60–64. In Russian].
7. **Філіпенко В.А., Мітелева З.М., Зіман З.З., Мезенцев В.О., Яреско О.В.** Метод кінцевих елементів у клінічній біомеханіці та прогнозування результатів пластики кісткових порожнин за допомогою різновидів кальцій-фосфатних керамік // Ортопедия, травматология и протезирование. 2006. № 2. С. 34–41. [Filipenko VA, Miteleva ZM, Ziman ZZ, Mezentsev VO, Yaresko OV. Finite element method in clinical biomechanics and forecasting results of bone cavity plasty with calcium-phosphate ceramics. Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. 2006;(2):34–41. In Ukrainian].
8. **Bozkus H, Ames CP, Chamberlain RH, Nottmeier EW, Sonntag VK, Papadopoulos SM, Crawford NR.** Biomechanical analysis of rigid stabilization techniques for three-column injury in the lower cervical spine. Spine. 2005;30:915–922. DOI: 10.1097/01.brs.0000158949.37281.d7.
9. **Gilbertson LG, Goel VK, Kong WZ, Clausen JD.** Finite element methods in spine biomechanics research. Crit Rev Biomed Eng. 1995;23:411–473. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.v23.i5-6.20.
10. **Goel VK, Gilbertson LG.** Applications of the finite element method to thoracolumbar spinal research – past, present, and future. Spine. 1995;20:1719–1727.
11. **Graham RS, Oberlander EK, Stewart JE, Griffiths DJ.** Validation and use of a finite element model of C-2 for determination of stress and fracture patterns of anterior odontoid loads. J Neurosurg. 2000;93(1 Suppl):117–125.
12. **Hart R, Gillard J, Prem S, Shea M, Kitchel S.** Comparison of stiffness and failure load of two cervical spine fixation techniques in an in vitro human model. J Spinal Disord Tech. 2005;18 Suppl:S115–S118. DOI: 10.1097/01.bsd.0000132288.65702.6e.
13. **Kandziora F, Pflugmacher R, Schefer J, Born C, Duda G, Haas NP, Mittlmeier T.** Biomechanical comparison of cervical spine interbody fusion cages. Spine. 2001;26:1850–1857. DOI: 10.1097/00007632-200109010-00007.
14. **Kim SB, Bak KH, Cheong JH, Kim JM, Kim CH, Oh SH.** Biomechanical testing of anterior cervical spine implants: evaluation of changes in strength characteristics and metal fatigue resulting from minimal bending and cyclic loading. J Korean Neurosurg Soc. 2005;37:217–222.
15. **Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA.** Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. Biomed Mater Eng. 1997;7:221–230.
16. **Maiman DJ, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA.** Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. Biomed Mater Eng. 1999;9:27–38.
17. **Natarajan RN, Chen BH, An HS, Andersson GB.** Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including the effect of osteoporosis. Spine. 2000;25:955–961.
18. **Ng HW, Teo EC.** Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4–C6) under axial loading. J Spinal Disord. 2001;14:201–210. DOI: 10.1097/00002517-200106000-00003.
19. **Panjabi MM.** Cervical Spine Models for Biomechanical Research. Spine. 1998;23:2699–2700. DOI: 10.1097/00007632-199812150-00008.
20. **Pitzen TR, Matthis D, Barbier DD, Steudel WI.** Initial stability of cervical spine fixation: predictive value of a finite element model. Technical note. J Neurosurg. 2002;97(1 Suppl):128–134. DOI: 10.3171/spi.2002.97.1.0128.
21. **Rapoff AJ, O'Brien TJ, Ghanayem AJ, Heisey DM, Zdeblick TA.** Anterior cervical graft and plate load sharing. J Spinal Disord. 1999;12:45–49. DOI: 10.1097/00002517-199902000-00007.
22. **Teo EC, Yang K, Fuss FK, Lee KK, Qiu TX, Ng HW.** Effects of cervical cages on load distribution of cancellous core: a finite element analysis. J Spinal Disord Tech. 2004;17:226–231. DOI: 10.1097/00024720-200406000-00010.
23. **Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA, Larson SJ.** Finite element modeling of the C4–C6 cervical spine unit. Med Eng Phys. 1996;18:569–574. DOI: 10.1016/1350-4533(96)00013-6.
24. **Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar FA.** Finite element applications in human cervical spine modeling. Spine. 1996;21:1824–1834.
25. **Yoganandan N, Myklebust JB, Ray G, Sances A Jr.** Mathematical and finite element analysis of spine injuries. Crit Rev Biomed Eng. 1987;15:29–93.

Адрес для переписки:

Нехлопочин Алексей Сергеевич
91031, Украина, Луганск,
ул. Курчатова, 9–34,
AlexeyNS@gmail.com

Address correspondence to:

Nekhlopochin Aleksey Sergeyevich
Kurchatova str., 9–34,
Lugansk, 91031, Ukraine,
AlexeyNS@gmail.com

Статья поступила в редакцию 19.09.2016

Рецензирование пройдено 03.10.2016

Подписана в печать 06.10.2016

Received 19.09.2016

Review completed 03.10.2016

Passed for printing 06.10.2016

Алексей Сергеевич Нехлопочин, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, Луганский государственный медицинский университет, заведующий отделением нейрохирургии, Луганская областная клиническая больница, Луганск, Украина, AlexeyNS@gmail.com;

Сергей Николаевич Нехлопочин, канд. мед. наук, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, Луганский государственный медицинский университет, ординатор отделения нейрохирургии, Луганская областная клиническая больница, Луганск, Украина, nsna56@mail.ru;

Михаил Юрьевич Карпинский, научный сотрудник лаборатории биомеханики, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко, Харьков, Украина, korab.karpinsky9@gmail.com;

Алексей Иванович Швеи, д-р мед. наук, проф. кафедры госпитальной хирургии, травматологии и ортопедии, Луганский государственный медицинский университет, Луганск, Украина, sbvalex42@gmail.com;

Елена Дмитриевна Карпинская, младший научный сотрудник лаборатории биомеханики, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко, Харьков, Украина, belen.karpinska@gmail.com;

Александр Васильевич Яреско, младший научный сотрудник лаборатории биомеханики, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко, Харьков, Украина, avyresko@gmail.com.

Aleksey Sergeyevich Nekhlopochin, teaching assistant of the Department of Neurology and Neurosurgery, Lugansk State Medical University, Head of the Department of Neurosurgery, Lugansk Regional Clinical Hospital, Lugansk, Ukraine, AlexeyNS@gmail.com;

Sergey Nikolayevich Nekhlopochin, MD, PhD, teaching assistant of the Department of Neurology and Neurosurgery, Lugansk State Medical University, resident in the Department of Neurosurgery, Lugansk Regional Clinical Hospital, Lugansk, Ukraine, nsna56@mail.ru;

Mikhail Yuryevich Karpinsky, researcher, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and joint Pathology, Kharkov, Ukraine, korab.karpinsky9@gmail.com;

Aleksey Ivanovich Shvets, MD, DMSc, Prof. of the Department of Hospital Surgery, Traumatology and Orthopaedics, Lugansk State Medical University, Lugansk, Ukraine, sbvalex42@gmail.com;

Elena Dmitriyevna Karpinskaya, junior researcher, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Kharkov, Ukraine, belen.karpinska@gmail.com;

Alexandr Vasilyevich Yaresko, junior researcher, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and joint Pathology, Kharkov, Ukraine, avyresko@gmail.com.