



DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2017.1.08  
УДК 616.711.1-089.843

## АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ В СИСТЕМЕ «КОРТИКАЛЬНЫЙ ВИНТ – ТЕЛО ПОЗВОНКА» ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ ФИКСАЦИИ ИМПЛАНТАТОВ ДЛЯ ПЕРЕДНЕГО ШЕЙНОГО МЕЖПОЗВОНКОВОГО СОЕДИНЕНИЯ

А.С. Нехлопочин<sup>1</sup>, С.Н. Нехлопочин<sup>1</sup>, Г.В. Сыровой<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Кафедра неврологии и нейрохирургии Луганского государственного медицинского университета, Украина, 91045, Луганск, кв. 50-летия обороны Луганска, 1-г, e-mail: alexeyns@gmail.com

<sup>2</sup> Кафедра станков, инструментов и инженерной графики Луганского национального университета имени В. Даля, Украина, 91034, Луганск, кв. Молодежный, 20-а, e-mail: rodgis@mail.ru

**Аннотация.** Вентральные декомпрессивно-стабилизирующие оперативные вмешательства являются наиболее распространенными и наименее травматичными в хирургии шейного отдела позвоночника. Имплантация телозамещающих конструкций – важный этап при реализации задач, стоящих перед хирургом. Наряду с неоспоримыми преимуществами использования конструкций различных модификаций имеется определенный риск их миграции ввиду несовершенства методов крепления к телам позвонков. Целью работы явился анализ напряженно-деформированного состояния модели шейного отдела позвоночника с замещенным С5 позвонком телескопическим телозамещающим протезом. Рассмотрены варианты крепления протеза одним и двумя монокортикальными винтами. Получены критические величины напряжений в системе «фиксирующий элемент – тело позвонка» при различных физиологических положениях шейного отдела позвоночника: осевая нагрузка, сгибание, разгибание, ротация. Проведен анализ влияния способа фиксации на распределение нагрузки на основные опорные элементы позвоночно-двигательного сегмента. Полученные данные могут использоваться при оптимизации конструктивных особенностей телозамещающих имплантатов с целью минимизации послеоперационных осложнений.

**Ключевые слова:** шейный отдел позвоночника, телозамещающий имплантат, фиксирующий элемент, монокортикальный винт, напряженно-деформированное состояние.

### ВВЕДЕНИЕ

На современном этапе развития спинальной хирургии наиболее совершенным методом декомпрессивно-стабилизирующих и реконструктивных вмешательств на передних и средних опорных колоннах позвоночного столба являются операции, выполняемые с применением различных имплантируемых конструкций, изготовленных из биоинертных металлов либо синтетических материалов [6, 9, 13].

Стабилизирующие возможности телозамещающего имплантата определяются степенью эффективности спондилодеза (оперативного вмешательства, направленного на создание неподвижности между смежными позвонками), достигнутого в результате его применения, и зависят от вида сращения позвонков, который они обеспечивают,

---

© Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н., Сыровой Г.В., 2017

Нехлопочин Алексей Сергеевич, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, Луганск  
Нехлопочин Сергей Николаевич, к.м.н., ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, Луганск  
Сыровой Геннадий Владимирович, научный сотрудник кафедры станков, инструментов и инженерной графики, Луганск

а именно, образование костного регенерата вокруг конструкции, внутри неё либо сращения имплантата только с телами позвонков [7]. Безусловно, перечисленные варианты консолидации не могут присутствовать изолированно друг от друга. Имплантируемое устройство для организма человека в любом случае является инородным телом, поэтому костное сращение, при условии наличия достаточного количества наполнителя имплантата, представляется более эффективным и надежным в сравнении с прирастанием костной ткани к телозамещающему имплантату. Иными словами, опороспособность регенерата в целом обусловлена степенью преобладания в нем костного компонента.

Формирование стабильного спондилодеза возможно только при обеспечении надежной интраоперационной фиксации позвоночного двигательного сегмента. Это обстоятельство определяет некоторые требования к дизайну стабилизирующих систем и их креплений к телам позвонков. Несоблюдение указанного условия приводит к формированию не костного, а костно-фиброзного или фиброзного сращения [12].

Многие отечественные и зарубежные авторы указывают на достаточное количество осложнений в виде миграций имплантатов, связанных с фрагментацией конструкций либо их компонентов, приводящих к утрате достигнутой интраоперационной коррекции, дестабилизации оперированного сегмента и нарастанию неврологического дефицита, вызванного компрессией спинного мозга, его корешков и оболочек. В этой связи до сих пор не определены четкие показания для использования тех или иных стабилизирующих систем, поскольку практически при любом способе реконструкции позвоночного двигательного сегмента могут возникать перечисленные осложнения [14].

На практике в послеоперационном периоде при рентгенологическом обследовании больных нередко обнаруживаются такие отклонения, как миграция крепежных винтов либо их поломка. Частота возникновения этих проблемных ситуаций, по литературным данным, может достигать 8 % [2]. Примером могут послужить следующие иллюстрации (рис. 1).

Полученное на снимках поведение стабилизирующей системы можно объяснить тем, что на винт действует горизонтальный вращающий момент, поскольку поворот головы в сочетании с наклоном вперед и в сторону даёт значительно большие нагрузки, чем осевое нагружение.

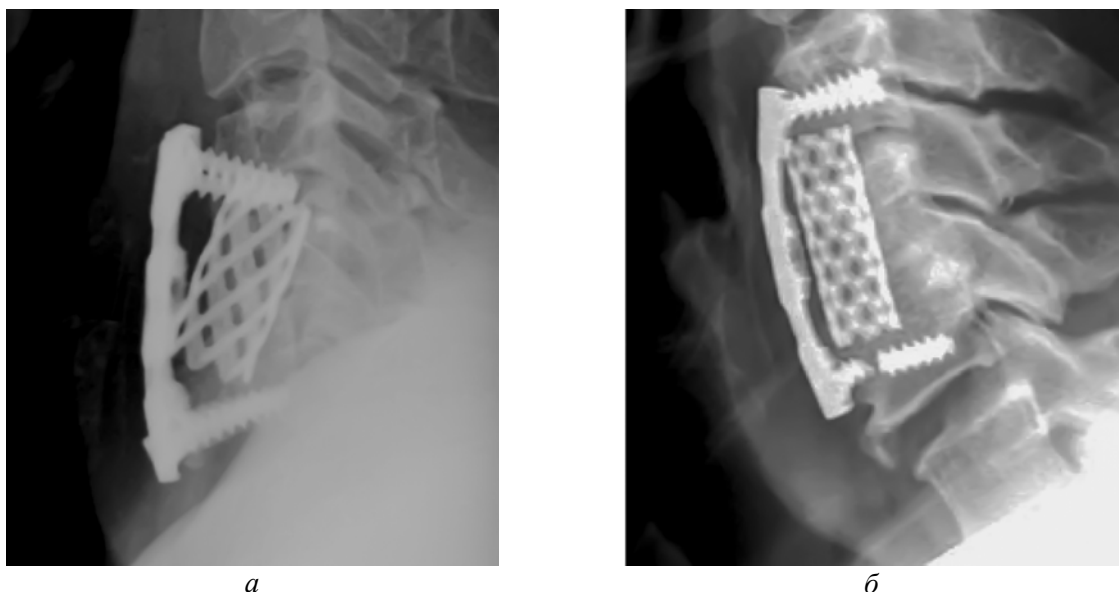


Рис. 1. Послеоперационное поведение имплантата: *а* – миграция фиксирующего винта; *б* – фрагментация фиксирующего винта

Это вращательное усилие действует на винт по всей его длине, поскольку при наклонах происходит перемещение зоны максимальной нагрузки в сегменте от передних отделов тел позвонков до физиологической оси вращения сегмента (которая располагается у края задней замыкательной пластины позвонка в просвете позвоночного канала). В случае, когда винт не выкручивается или вокруг него не формируется зона резорбции костной ткани, вызывающая его миграцию, он может ломаться.

Это обстоятельство определяет необходимость более детального анализа механизма возникновения проблемных ситуаций в системе «фиксирующий винт – тело позвонка» с целью оптимизации крепления телозамещающих имплантатов, поэтому изучение напряженно-деформированного состояния моделируемой системы представляется оптимальным путем решения поставленной задачи.

Таким образом, целью настоящей работы явилась минимизация частоты послеоперационных осложнений в виде миграции или поломки фиксирующих элементов фиксирующей системы путем математического анализа напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника при замещении тел позвонков искусственными имплантатами.

### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для реализации поставленной цели была рассмотрена задача определения напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника при креплении имплантата к телам позвонков с помощью одного или двух винтов за счет проведения математического моделирования с использованием метода конечных элементов.

Предположим, что пластина крепления бесконечна, тогда тангенциальные и нормальные напряжения вблизи контура кругового отверстия можно оценить по следующим зависимостям [5]:

- при растяжении (сжатии) (рис. 2, а):

$$\sigma_{\theta} = \sigma_0 \frac{E_0}{E_x} \left[ \left[ (1+c) \cos^2 \varphi - a \sin^2 \varphi \right] \sin^2 \theta - a \left[ \cos^2 \varphi + (a+c) \sin^2 \varphi \right] \cos^2 \theta - \right. \\ \left. - \frac{1}{4} c (1+a+c) \sin 2\varphi \sin 2\theta \right], \quad (1)$$

где  $a = \sqrt{\frac{E_x}{E_y}}$ ;  $b = \frac{E_x}{E_y} - 2\mu_{xy}$ ;  $c = \sqrt{2a+b}$ ;  $x, y$  – оси ортотропии позвонка;  $E_0$  – модуль упругости в направлении  $\theta$ ;

- при сдвиге (рис. 2, б):

$$\sigma_{\theta} = \tau_0 \frac{E_0}{2E_x} (1+a+c) \left\{ \left[ (a+1) \cos 2\theta + a - 1 \right] \sin 2\varphi - c \cos 2\varphi \sin 2\theta \right\}. \quad (2)$$

При растяжении (сжатии) и сдвиге в осях  $x, y$  в формулах (1) и (2) следует считать  $\varphi = 0$ .

Тогда

$$\sigma_{\theta} = \sigma_0 \frac{E_0}{E_x} \left[ (1+c) \sin^2 \theta - a \cos^2 \theta \right], \quad (3)$$

$$\sigma_{\theta} = -\tau_0 \frac{E_0}{2E_x} c (1+a+c) \sin 2\theta. \quad (4)$$

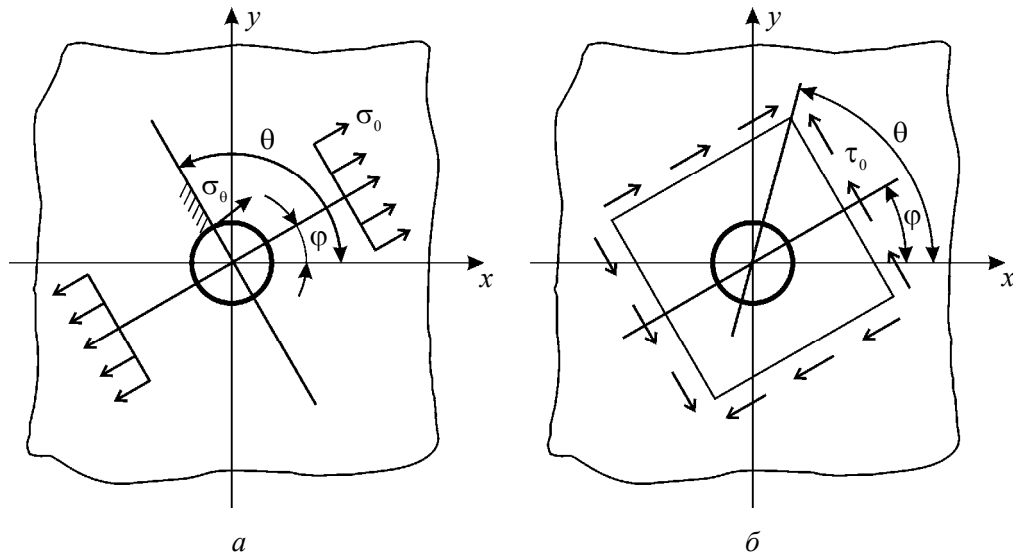


Рис. 2. Схема распределения напряжений вблизи кругового отверстия:  
 а – при сжатии либо растяжении; б – при сдвиге

Эти зависимости хорошо согласуются с формулами, приведенными в работе [8], где для круглого отверстия в изотропном материале окружные, радиальные и сдвиговые напряжения вычисляются следующим образом:

$$\sigma_{\theta} = \frac{\sigma_0}{2} \left[ \left( 1 + \frac{R^2}{\rho^2} \right) - \left( 1 + \frac{3R^4}{\rho^4} \right) \cos 2\theta \right], \quad (5)$$

$$\sigma_{\rho} = \frac{\sigma_0}{2} \left[ \left( 1 - \frac{R^2}{\rho^2} \right) + \left( 1 - \frac{4R^2}{\rho^2} + \frac{3R^4}{\rho^4} \right) \cos 2\theta \right], \quad (6)$$

$$\sigma_{\rho\theta} = \frac{\sigma_0}{2} \left( 1 + \frac{2R^2}{\rho^2} - \frac{3R^4}{\rho^4} \right) \sin 2\theta. \quad (7)$$

Отношение диаметра отверстия к ширине пластины для одноосного нагружения отверстия зададим коэффициентом концентрации напряжений через соотношение [10]

$$K_p = 1 + \sqrt{2 \left( \sqrt{\frac{E_x}{E_y} - \mu_{xy}} \right) + \frac{E_x}{G_{xy}}}. \quad (8)$$

В случае совместного действия усилий используем зависимость для максимальных значений напряжений  $\sigma_{\theta}^{\max}$  в виде линеаризации [11]

$$\sigma_{\theta}^{\max} = K_p \sigma_{\text{ном}} + K_Q \sigma_{\text{см}}, \quad (9)$$

где  $K_Q$  – коэффициент концентрации напряжений в толщине пластины;  $\sigma_{\text{ном}} = \frac{P}{bh}$ ;

$\sigma_{\text{см}} = \frac{P}{dh}$ ;  $d$  – диаметр крепежного винта;  $b$  – ширина полосы крепления имплантата,  $h$  – толщина полосы.

Упомянутое выше соотношение (8) упрощаем для круглого отверстия:

$$K_p = 3 - 2,5 \frac{d}{b}; \quad K_Q = 0,4 + 3,5 \frac{d}{b}. \quad (10)$$

Параметр  $b$  представляет собой действительную ширину полосы крепления имплантата. Формула (6) применима в пределах

$$0,2 \leq \left(\frac{b}{d}\right)^{-1} \leq 0,5,$$

где нижний предел диапазона обоснован тем, что расстояние более пяти диаметров на практике практически не встречается, а верхний предел обусловлен тем, что поставить крепежные винты на расстояние менее двух диаметров практически невозможно.

В соответствии с математической моделью распределения напряжений в исследуемой системе были построены две конечно-элементные модели шейного отдела позвоночника (рис. 3).

При моделировании использовали механические характеристики биологических тканей согласно данным работы [3]. Механические свойства материалов, использованных при моделировании, приведены в таблице.

Напряженно-деформированное состояние моделей изучали при четырех вариантах нагружения: на сжатие, изгиб при наклоне вперед, изгиб при наклоне назад и ротационном воздействии. Схемы нагружения моделей приведены на рис. 4.

Модели имели жесткое закрепление по нижней плоскости тела позвонка С7 и его дугоотросчатых суставов (рис. 4, а). Величина нагрузки на модели составляла 100 Н. Нагружение на сжатие осуществляли распределенной нагрузкой величиной 36 Н

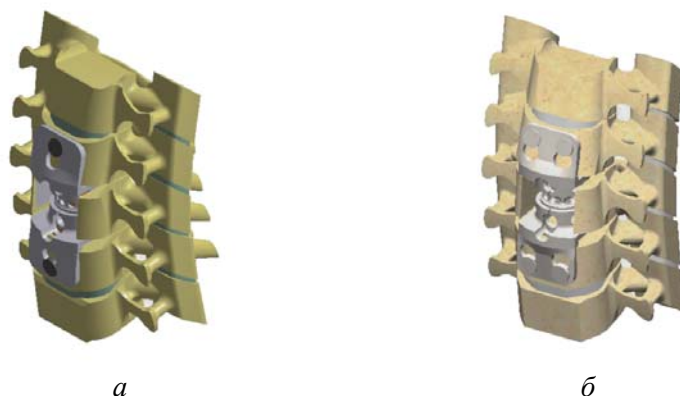


Рис. 3. Внешний вид моделей шейного отдела позвоночника с имплантатами с применением различных способов крепления: а – одним винтом; б – двумя винтами

**Механические свойства материалов, использованных при моделировании**

Материал	Модуль упругости Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа
Кортикальная кость	10000	0,3	145
Губчатая кость	450	0,2	10
Суставной хрящ	10,5	0,49	–
Межпозвонковый диск	4,2	0,45	–
Пористая керамика	67000	0,3	–
Титан BT-16	110000	0,3	235

по верхней поверхности тела позвонка C3 и по 32 Н на верхнюю плоскость его дугоотростчатых суставов (рис. 4, б). Наклон вперед имитировали нагрузкой 100 Н на передний край тела позвонка C3 (рис. 4, в), а наклон назад – нагрузкой по 50 Н на его дуги (рис. 4, г). Вращение головы моделировали приложением силы 100 Н к верхней поверхности тела позвонка C3 (рис. 4, д).

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 [4]. Построение модели выполняли с помощью программного комплекса *SolidWorks*, расчеты методом конечных элементов проводили с помощью пакета *COSMOSWorks*, входящего в состав комплекса [1].

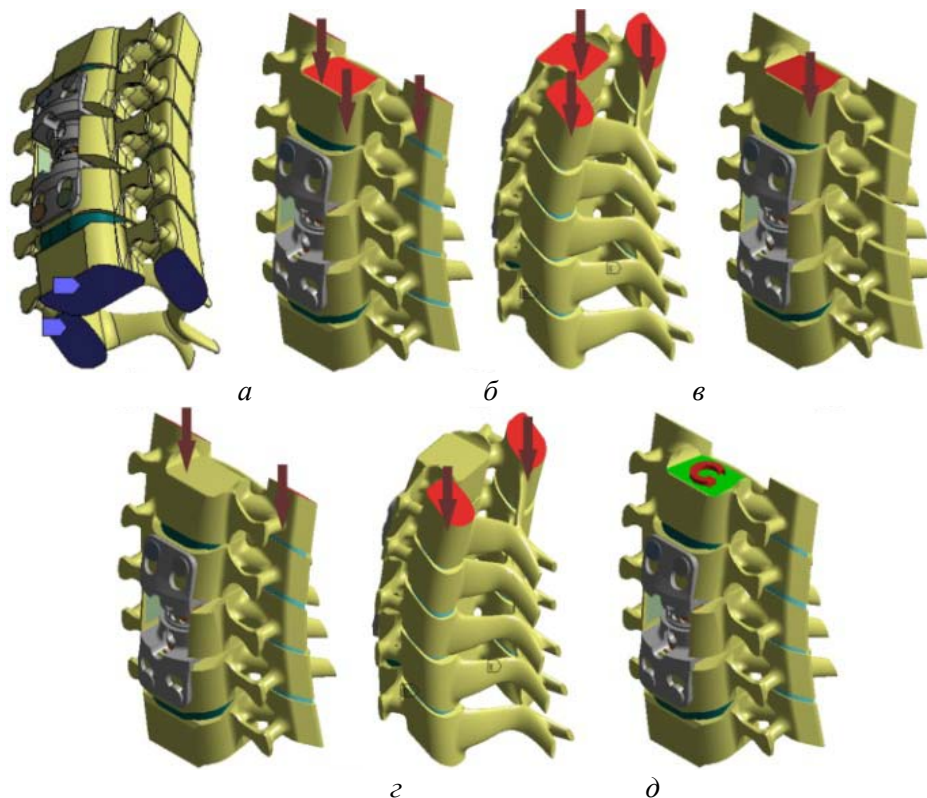


Рис. 4. Схемы нагружения моделей: а – закрепление моделей по нижней поверхности позвонка С7; б – нагружение на сжатие; в – нагружение на сгибание; г – нагружение на разгибание; д – ротационная нагрузка

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В результате проведенного исследования получена картина напряженно-деформированного состояния моделей шейного отдела позвоночника с замещенным телом C5, а также определено влияние количества фиксирующих винтов на характер распределения напряжений в различных элементах моделей. Картины распределения напряжений в зависимости от количества крепежных винтов при проведении различных нагрузочных проб приведены на рис. 5.

Результаты абсолютных значений максимальных напряжений в фиксирующих элементах телозамещающей конструкции для моделей с одним и двумя винтами при разных нагрузках отражены на рис. 6.

Анализируя полученные данные, следует отметить, что применение одного винта обеспечивает более равномерное распределение нагрузки в системе «фиксирующие элементы протеза – опорные структуры позвонков», нежели более

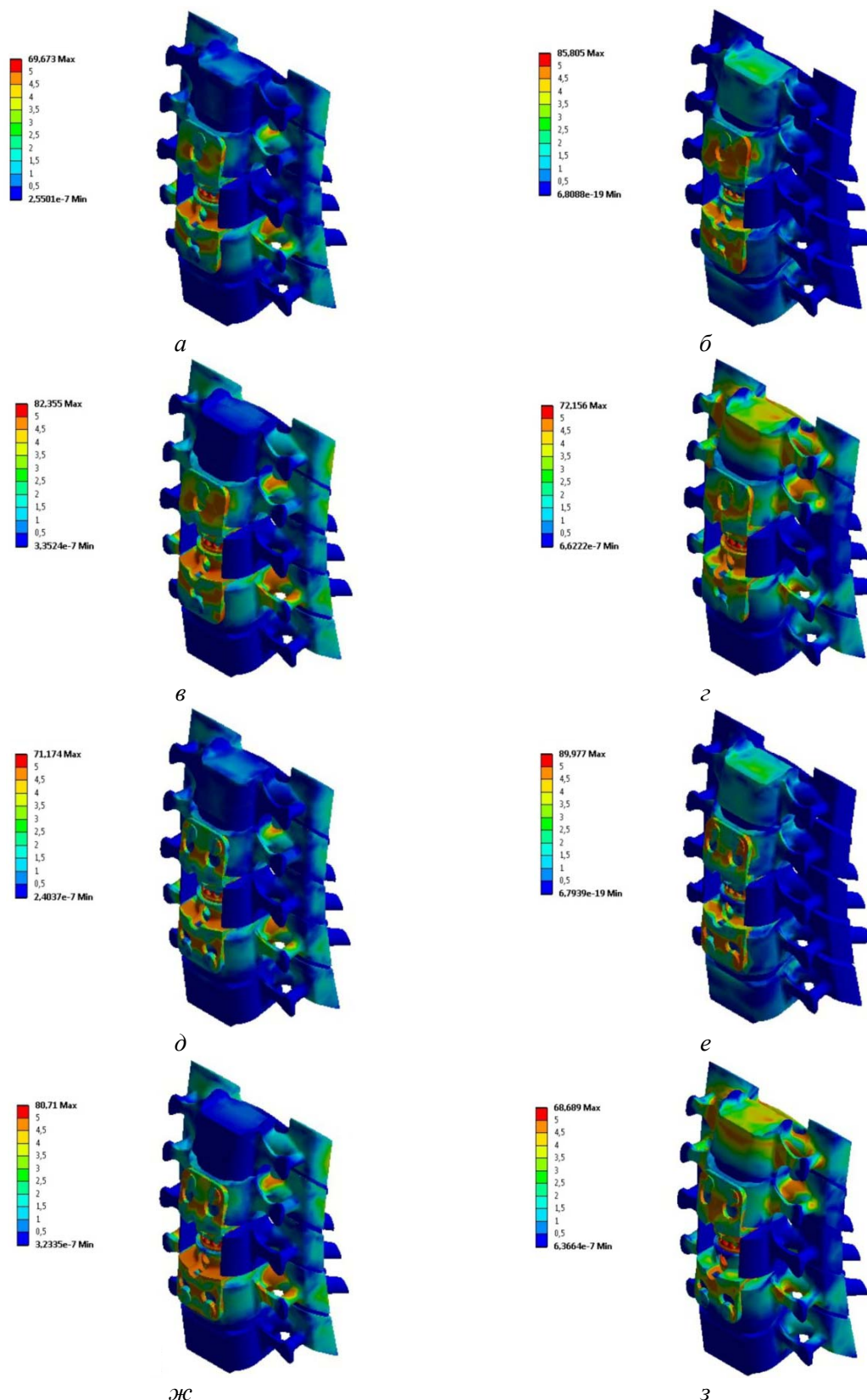


Рис. 5. Картина распределения напряжений, МПа, в моделях при использовании крепления одним и двумя винтами: *a* – один винт, сжимающая нагрузка; *б* – один винт, наклон головы вперед; *в* – один винт, наклон головы назад; *г* – один винт, скручивающая нагрузка; *д* – два винта, сжимающая нагрузка; *е* – два винта, наклон головы вперед; *ж* – два винта, наклон головы назад; *з* – два винта, скручивающая нагрузка

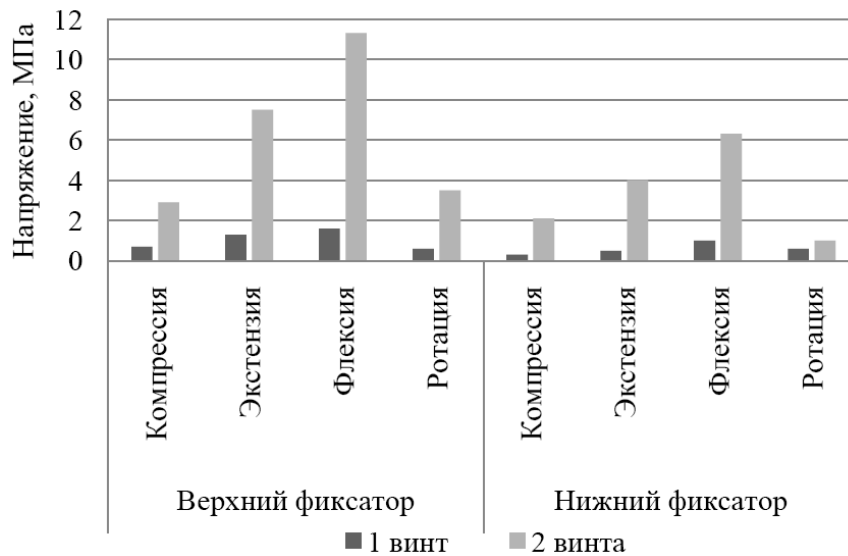


Рис. 6. Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу, возникающих в креплении с одним и двумя винтами при различных нагрузочных пробах

жесткая двухвинтовая фиксация. Так, при компрессионном воздействии на модель эквивалентное напряжение по Мизесу имеет максимальное значение на верхних фиксирующих элементах модели с двумя парами винтов и составляет 2,9 МПа, в то время как при использовании одного винта всего 0,7 МПа. В нижних фиксирующих элементах наблюдается схожая картина: 0,3 и 2,1 МПа для одно- и двухвинтовой фиксации соответственно.

При экстензионной нагрузке на верхние винты при двухвинтовой фиксации приходится 7,5 МПа, на один винт – 1,3 МПа. На нижних фиксирующих элементах сохраняется схожее соотношение, однако с несколько меньшими показателями: 4,0 МПа для системы с двумя парами фиксирующих винтов и 0,5 МПа для одновинтового крепления.

Максимальное значение напряжения на кортикальные винты в ряду исследуемых нагрузочных проб отмечается при флексии шейного отдела позвоночника на верхних парных фиксирующих элементах и составляет 11,3 МПа, в то время как при одновинтовой фиксации при аналогичном нагружении эквивалентное напряжение равняется 1,4 МПа. Традиционно более низкие показатели со сходной закономерностью регистрируются на нижних фиксирующих элементах и составляют 6,3 и 1,0 МПа для двух и одного винта соответственно.

Воздействие ротационной нагрузки на изучаемые модели выявляет ряд закономерностей. Аналогично вышеописанным моделям, нагрузка на парные винты регистрируется большая, нежели при моновинтовой фиксации и составляет 3,5 МПа на верхнюю пару и 1,0 МПа на нижнюю. В отличие от других схем нагружения, эквивалентное напряжение при одновинтовой фиксации на верхний и нижний фиксирующий элемент не отличается и составляет 0,6 МПа.

В целом, суммируя полученные результаты, следует отметить, что напряжения на верхних винтах при всех исследуемых схемах нагружения регистрируются большие, нежели на нижних, и превышают последнее в 1,85 раза.

Среднее напряжение на фиксирующих элементах при моновинтовой фиксации в 6,03 раза меньше, чем при использовании парных винтов. Полученные данные коррелируют с результатами анализа модели изолированного узла крепления с одним и двумя винтами (рис. 7).



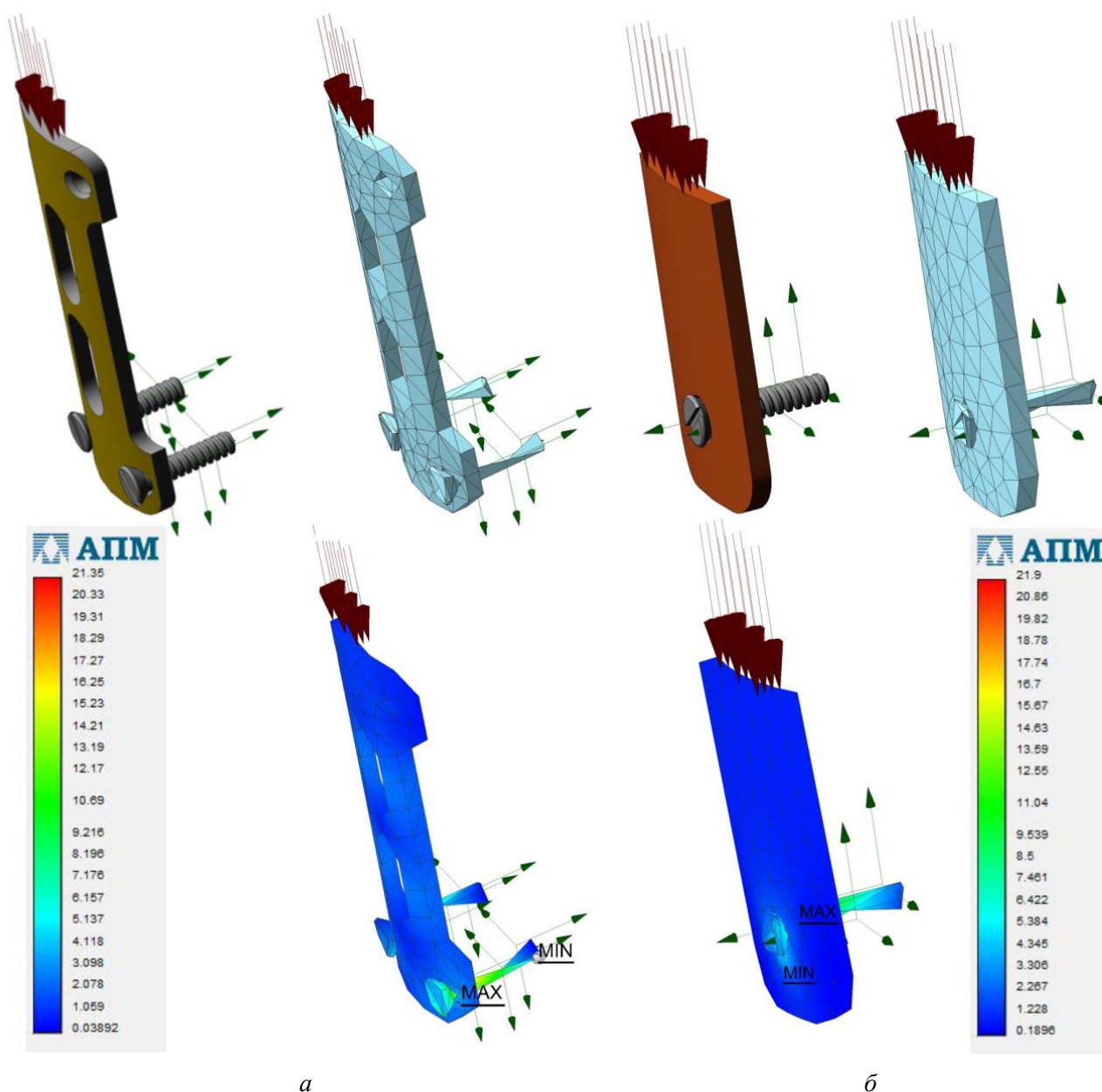


Рис. 7. Модель узла крепления и эквивалентные напряжения:  
*a* – двумя винтами; *б* – одним винтом

Анализируя полученные результаты, необходимо отметить, что податливость моделируемого соединения зависит от многих факторов, среди которых смятие стенок отверстия, овализация отверстия и депланация сечения тела позвонка. В данной работе была получена зависимость для оценки податливости связи через ее деформацию в заданных условиях. Согласно приведенным формулам, податливость связи зависит не только от геометрических параметров компонентов соединения и свойств материалов, но и от усилий, действующих в соединяемых деталях, так как последние влияют на степень овализации отверстия. Применение данной зависимости при расчете соединения может существенно его усложнить из-за необходимости решения задачи методом невязки или другими численными методами.

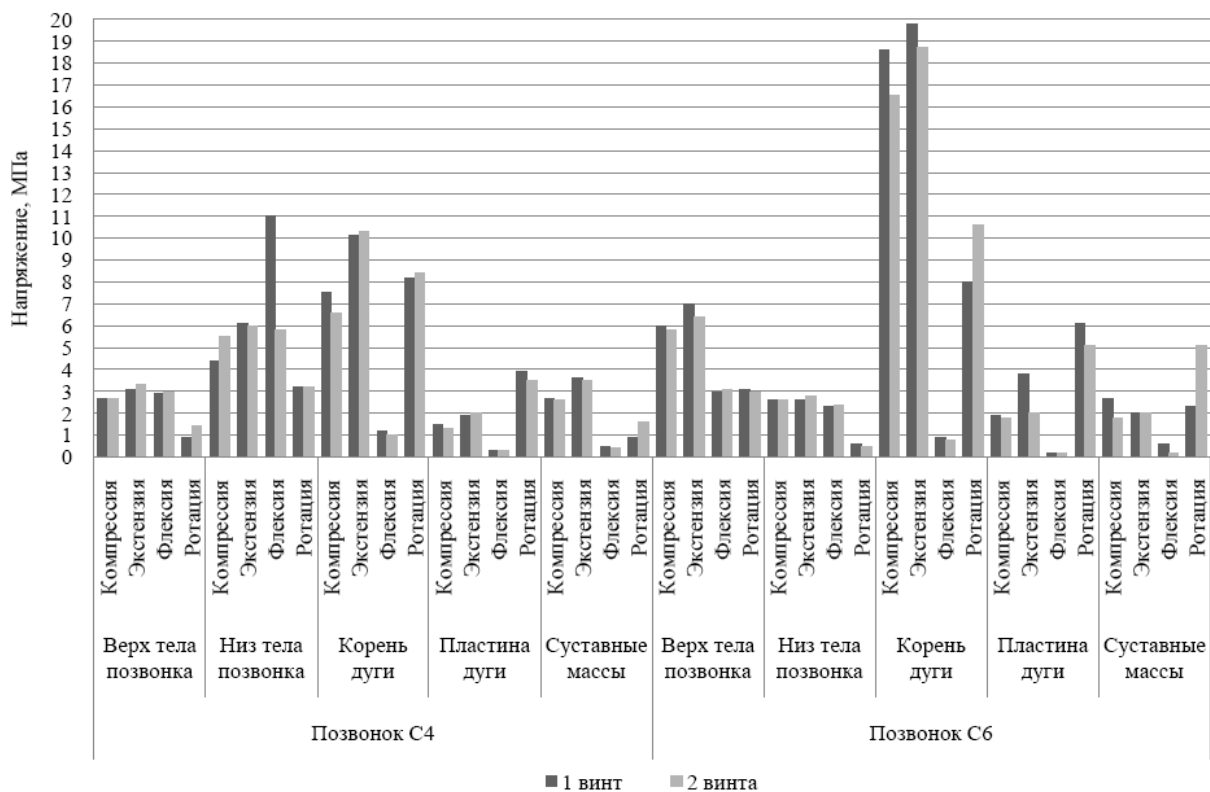


Рис. 8. Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу, возникающих в основных анатомических элементах позвонков C4 и C6 при замещении тела C5 протезом с фиксацией одним либо двумя винтами при различных нагрузочных пробах

Наряду с данными эквивалентных напряжений по Мизесу на фиксирующих элементах телозамещающей системы в исследуемых моделях нами были получены данные нагружения различных опорных структур позвоночного двигательного сегмента модели шейного отдела позвоночника.

По приведенным рисункам (см. рис. 5) можно сделать вывод, что наличие одного или двух винтов не приводит к существенному перераспределению напряжений в моделях. Зоны пиковых нагрузок выявляются на одних и тех же участках, а именно в позвонках, смежных с резецированным. Поэтому целесообразным представляется анализ эквивалентных напряжений в структурах позвонков C4 и C6. Полученные результаты представлены на рис. 8.

Приведенные данные демонстрируют, что зоны максимальных напряжений располагаются традиционно в местах контакта имплантата и тел позвонков. Это нижняя поверхность тела позвонка C4 и верхняя C6, а также корни дуг этих же позвонков как анатомически ведущих опорных структур.

Учитывая, что анализируемые модели являются биомеханически едиными комплексами, закономерным является тот факт, что уменьшение напряжения на фиксирующих элементах при моновинтовой фиксации протеза приводит к увеличению напряжения на опорных структурах позвонков. Эта закономерность прослеживается при анализе данных, представленных на рис. 6 и 8.

Вариация метода фиксации имплантируемой конструкции, согласно нашим данным, не приводит к значительным изменениям напряжения на верхних поверхностях тел C4 при всех схемах нагружения. Так, при среднем значении

2,5 МПа одновинтовая фиксация демонстрирует средний показатель 2,4 МПа для всех экспериментов, в то время как двухвинтовая определяет среднее напряжение 2,6 МПа на верхней поверхности С4. При этом максимальные показатели регистрируются при наклоне назад с двухвинтовой фиксацией и составляют 3,3 МПа, а минимальные – при ротационной нагрузке и фиксации одним винтом – 0,9 МПа. При осевой нагрузке уровни напряжений идентичны и составляют 2,7 МПа.

Аналогичная ситуация регистрируется на нижней поверхности С6 тела позвонка. Показатели не претерпевают значительных изменений в зависимости от количества фиксирующих элементов. Среднее значение напряжений всех экспериментов составляет 2,05 МПа; для моновинтовой фиксации – 2,025 МПа, для двухвинтовой – 2,075 МПа. Максимальный показатель эквивалентного напряжения зарегистрирован при экстензионной (вытягивающей) нагрузке и двухвинтовой фиксации к телу С6 и составил 2,8 МПа, минимальный, также при наличии парных винтов при ротации, – 0,5 МПа. При нагрузке на сжатие способ фиксации не влияет на уровень максимального напряжения на нижней поверхности тела С6 – для обеих моделей составляет 2,6 МПа.

Более значительные изменения исследуемого показателя отмечаются на смежных поверхностях позвонков, контактирующих с имплантатом. Так, среднее эквивалентное напряжение на нижней поверхности позвонка С4 для всех векторов нагружения при моновинтовой фиксации составило 6,175 МПа, бивинтовой – при среднем для всех моделей 5,65 МПа. Пиковая нагрузка зарегистрирована при флекссионной нагрузке и моновинтовой фиксации – 11,0 МПа. Минимум при ротации вне зависимости от количества винтов – 3,2 МПа. При компрессионной нагрузке применение одного винта представляется биомеханически более выгодным – 4,4 МПа в сравнении с 5,5 МПа при двухвинтовой фиксации, в то время как при экстензии показатели напряжения значительно не отличаются: 6,1 и 6,0 МПа при применении одного и двух фиксирующих элементов соответственно.

При анализе показателей эквивалентного напряжения на верхней поверхности тела С6 наблюдается несколько иная закономерность. Для большинства видов нагрузочных проб использование одновинтовой фиксации определяет большие нагрузки на замыкательную пластину тела, однако максимальная разница полученных значений не превышает 0,6 МПа. Исключение составляет флекссионная модель, где двухвинтовое крепление демонстрирует показатель на 0,1 МПа больше одновинтового. При этом среднее напряжение для всех проб составило 4,675 МПа, для двух- и одновинтовой фиксации – 4,575 и 4,775 МПа соответственно.

Максимальное напряжение на опорные элементы позвонка приходится на корень дуги С6. Так, при компрессионной нагрузке одновинтовая фиксация определяет напряжение в 18,6 МПа, двухвинтовая – 16,5 МПа. Аналогичное соотношение наблюдается при экстензии: 19,8 и 18,7 МПа соответственно. При флексии исследуемая зона практически не нагружена – 0,2 МПа вне зависимости от количества винтов. Ротационная нагрузочная проба демонстрирует некоторое преимущество одновинтовой фиксации – 8,0 МПа в сравнении с 10,6 МПа при двухвинтовой. В целом корень дуги С6 является наиболее нагруженным элементом модели: среднее для всех экспериментов – 11,738 МПа, моновинтовая фиксация – 11,825 МПа, бивинтовая – 11,65 МПа.

Схожая картина распределения нагружения наблюдается и на корне дуги С4: максимальные показатели зарегистрированы при наклоне кзади 10,1 и 10,3 МПа для одно- и двухвинтового фиксатора; несколько меньшие значения получены при компрессии – 7,5 и 6,6 МПа соответственно. Аналогично предыдущей исследуемой

зоне корень дуги С4 при наклоне вперед практически не нагружен: 1,2 и 1,0 МПа при применении одного и двух винтов. Ротационная нагрузка выявляет некоторое преимущество моновинтовой фиксации – 8,2 МПа против 8,4 МПа при применении парных винтов.

Пластины дуг исследуемых позвонков являются относительно малонагруженными элементами. Так, для позвонка С4 максимум эквивалентного напряжения зарегистрирован при ротационной нагрузке и моновинтовой фиксации – 3,9 МПа. Минимальные значения отмечаются при флексии и не зависят от количества фиксаторов – 0,3 МПа. Компрессия и экстензия выявляют близкие значения для одного и двух винтов с разницей не более 0,2 МПа. Аналогичное соотношение с несколько большими показателями наблюдается при анализе напряжений пластины дуги С6. Флекссионная проба демонстрирует идентичные данные для одного и двух винтов – 0,2 МПа. В остальных случаях использование одного винта определяет несколько большие значения в сравнении с винтовой парой. Максимум зарегистрирован при вращении: 6,1 МПа – один винт; 5,1 МПа – два винта.

Сходная картина распределения напряжений наблюдается на суставных массах позвонков С4 и С6. Минимальные значения зарегистрированы при пробе с наклоном вперед. Компрессия, экстензия и флексия демонстрируют биомеханическое преимущество двухвинтовой фиксации – значение эквивалентного напряжения в среднем меньше на 0,15 МПа в сравнении с моновинтовой. Ротация традиционно определяет преимущество одного винта – напряжение на 47 % меньше, чем при бивинтовом креплении имплантата.

Обобщив полученные результаты, можно сделать вывод, что применение «классической» фиксации имплантата к смежным позвонкам парными винтами не имеет значительных преимуществ перед моновинтовой фиксацией. Оценка эквивалентных напряжений по Мизесу демонстрирует значительно большую нагрузку на фиксирующие элементы имплантата при использовании двух винтов, что, естественно, увеличивает количество факторов риска, провоцирующих нарушение локального баланса между процессами регенерации и резорбции костной ткани с преобладанием последних. Эта закономерность, безусловно, определенным образом может способствовать снижению фиксирующих возможностей крепежного элемента.

В то же время моновинтовая фиксация за счет снижения нагрузки на фиксирующие элементы конструкции определяет некоторое увеличение напряжений на опорных структурах позвонков, смежных с резецированным, однако значимых пиков возрастания нагрузки на отдельных элементах не наблюдается. Применение одного винта способствует более равномерному распределению напряжений в системе «имплантат – позвонок» и может быть предпочтительным в плане снижения частоты миграций стабилизирующих конструкций.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты проведенных исследований позволяют сделать следующие выводы:

1. Полученная методика расчетно-экспериментального проектирования соединений имплантата с костной тканью позвонка, основанная на системе, отработанной для соединений полимерных композитных материалов, позволяет прогнозировать распределение нагрузок в системе «кортикальный винт – тело позвонка» с целью оптимизации конструктивных характеристик имплантатов для переднего цервикоспондилодеза.

2. Наличие второго крепежного винта приводит к повышению напряжений в системе «кортикальный винт – тело позвонка».

3. Использование одного фиксирующего винта оптимизирует распределение нагрузки во всей биомеханической модели.

4. Перспективным представляется дальнейшее моделирование фиксирующих узлов систем для переднего спондилодеза с подбором оптимального диаметра винта, угла наклона введения винта к оси позвоночника, необходимость использования блокирующих винтов, а также ряда других факторов. Это позволит максимально оптимизировать стабилизирующие свойства имплантатов, конструктивно схожих с исследуемой системой, и уменьшить вероятность развития послеоперационных осложнений.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. – М.: ДМК Пресс, 2004. – 432 с.
2. Барыш А.Е., Бузницкий Р.И. Ошибки и осложнения при использовании заполненных аутокостью цилиндрических имплантатов в хирургии шейного отдела позвоночника // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2011. – № 4. – С. 29 – 33.
3. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: справочник. – Киев: Наукова думка, 1990. – 224 с.
4. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. – М.: Мир, 1975. – 271 с.
5. Лехницкий С.Г. Анизотропные пластинки. – Л.: ОГИЗ, 1947. – 365 с.
6. Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н. Оценка клинической эффективности вентрального субаксиального спондилодеза с применением телескопического эндопротеза // Неврология и нейрохирургия. Восточная Европа. – 2015. – Т. 28, № 4. – С. 68–74.
7. Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н., Швец А.И. Система оценки конструктивных параметров и функциональных возможностей металлических телозамещающих эндопротезов для переднего межтелового спондилодеза // Хирургия позвоночника. – 2016. – Т. 13, № 1. – С. 13–19. DOI: 10.14531/ss2016.1.13-19.
8. Прочность, устойчивость, колебания: справ.: в 3 т. Т. 2 / под ред. И.А. Биргера, Я.Г. Пановко. – М.: Машиностроение, 1968. – 463 с.
9. Arts M.P., Peul W.C. Vertebral body replacement systems with expandable cages in the treatment of various spinal pathologies: A prospectively followed case series of 60 patients // Neurosurgery. – 2008. – Vol. 63, № 3. – P. 537–544. DOI: 10.1227/01.NEU.0000325260.00628.DC
10. Composite materials handbook. Vol. 1. Polymer matrix composites guidelines for characterization of structural materials. – Washington: Department of Defense, 2002. – 586 p.
11. Composite materials handbook. Vol. 3. Polymer matrix composites materials: usage, design, and analysis. – Washington: Department of Defense, 2002. – 693 p.
12. Kandziora F., Schollmeier G., Scholz M., Schaefer J., Scholz A., Schmidmaier G., Schröder R., Bail H., Duda G., Mittlmeier T., Haas N.P. Influence of cage design on interbody fusion in a sheep cervical spine model // J. Neurosurg. Spine. – 2002. – Vol. 96, № 3. – P. 321–332. DOI: 10.3171/spi.2002.96.3.0321
13. Lau D., Song Y., Guan Z., Marca F. La, Park P. Radiological outcomes of static vs expandable titanium cages after corpectomy: A retrospective cohort analysis of subsidence // Neurosurgery. – 2013. – Vol. 72, № 4. – P. 529–538. DOI: 10.1227/NEU.0b013e318282a558
14. Williams K.D. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine // Campbell's Operative Orthopaedics: Adult Spine Surgery / ed. S.T. Canale, J.H. Beaty. – Ed. 12th. – Philadelphia: Elsevier, 2012. – P. 49–107.

### THE ANALYSIS OF STRESS-STRAIN STATE IN THE CORTICAL SCREW – VERTEBRAL BODY SYSTEM WHEN MODELLING OF FIXATION OF IMPLANTS FOR ANTERIOR CERVICAL INTERBODY FUSION

**A.S. Nekhlopochin, S.N. Nekhlopochin, G.V. Syrovoy (Lugansk, Ukraine)**

Anterior decompression and fusion is the most widely spread and less traumatic surgery of the cervical spine. Implantation of vertebral body prosthesis is important step when reaching the tasks facing the surgeon. Along with the undeniable advantages of the use of fusion systems of various modifications, there is a risk of migration due to the imperfection of the methods of fastening prosthesis to the vertebral bodies. The aim of the work was

to analyze the stress–strain state of model of cervical spine with a substituted C5 vertebra with telescopic prosthesis. The variants of the prosthesis with one or two monocortical screws for fixation to a vertebral body were examined. We obtained the critical value of the stress system with fixing element – the vertebral body in various physiological states of the cervical spine: axial load, flexion, extension, rotation. The influence of the fixation method on the load distribution within the main supporting elements of the vertebral–motion segment was analyzed. The obtained results can be used when optimizing the design features of the implants for vertebral body replacement to minimize post-operative complications.

**Key words:** cervical spine, vertebral body replacement implant, fixing element, monocortical screw, stress-strain state.

*Получено 15 октября 2016*