

ОСОБЕННОСТИ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ЗАМЕЩЕНИИ ТЕЛ ПОЗВОНКОВ ИСКУССТВЕННЫМИ ИМПЛАНТАТАМИ РАЗНЫХ КОНСТРУКЦИЙ

Карпинский М. Ю., Нехлопочин А. С., Нехлопочин С. Н., Карпинская Е. Д.,
Ярьсько А. В.

ГУ "Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН
Украины"

Луганский государственный медицинский университет МОЗ Украины.

Цель: определить особенности нагружения позвонков шейного отдела позвоночника при замещении тела позвонка искусственным имплантатом.

Материалы и методы исследования. В лаборатории биомеханики ДУ "ИППС им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины" было выполнено математическое моделирование с использованием метода конечных элементов. Были построены три конечноэлементные модели шейного отдела позвоночника. Модели имитировали шейный отдел позвоночника человека на участке от позвонка С3 до позвонка С7, включая межпозвоковые диски и дугоотростчатые суставы с межсуставным хрящом. Позвонкок С5 был замещен тремя конструкциями: сетчатый кейдж, сетчатый кейдж с дополнительной фиксацией смежных позвонков пластиной и кейдж с фиксирующими элементами нашей конструкции. Напряженно-деформированное состояние моделей изучали при четырех вариантах нагружения: на сжатие, изгиб при наклоне вперед, изгиб при наклоне назад и ротационном воздействии. Величина нагрузки на модели составляла 100 Н, нагружение на сжатие - 36 Н по верхней поверхности тела позвонка С3 и по 32 Н на верхнюю плоскость его дугоотростчатых суставов. Наклон вперед имитировали нагрузкой 100 Н на передний край тела позвонка С3, а наклон назад – нагрузкой по 50 Н на его дуги. Ротационную нагрузку - 100 Н по верхней поверхности тела позвонка С3. Критерием оценки напряженно-деформированного состояния моделей выбрано напряжение по Мизесу. Построение модели выполняли с помощью программного комплекса SolidWorks, расчеты методом конечных элементов проводили с помощью пакета COSMOSWorks, входящего в состав комплекса.

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

При сжимающей нагрузке, наибольшие показатели величины напряжений наблюдаются в модели с кейджем без дополнительного крепления. На верхней поверхности тел позвонков С4 и С6 максимальные величины напряжений составляют 3,0 и 10,0 МПа, соответственно. В моделях с дополнительным креплением по верхней поверхности позвонка С4 напряжения в моделях с пластиной и нашей конструкции практически одинаковы 2,6 и 2,7 МПа, соответственно, в позвонке С6 различие составляет – 7,2 и 5,8 МПа. По нижней поверхности позвонков С4 и С6 картина распределения напряжений практически идентичная. Наибольшие различия наблюдаются на поверхности позвонка, контактирующего с кейджем, на нижней поверхности позвонка С4 – 7,9; 6,1 и 5,5 МПа, соответственно для моделей с одним кейджем, с наkostной пластиной и кейджем нашей конструкции. Наиболее нагруженной частью позвонков выявились корни дуг позвонка С6 - 18,2; 17,2 и 16,5 МПа для соответствующих моделей. В дугоотростчатых суставах наибольшие различия в величинах напряжений наблюдаются в позвонках С4 и С5 - 2,9 и 1,9 МПа, соответственно для модели с кейджем без дополнительного крепления; 2,6 и 1,5 МПа для кейджа нашей конструкции; 2,8 и 1,6 МПа в соответствующих зонах для наkostной пластины.

При наклоне головы вперед основную нагрузки принимают на себя металлические конструкции. В телах позвонков наибольшие напряжения возникают в местах контакта с кейджами - нижняя поверхность позвонка С4 (9,0; 8,1 МПа) и верхняя поверхность тела позвонка С6 (5,0 МПа). Во втором случае уровень напряжений составляет 10,3; 6,5 и 4,1 МПа для соответствующих моделей. При наклоне вперед корни дуг позвонков

разгружаются и напряжения здесь не превышают значения 1,5 МПа в дугах позвонка С6 в модели без дополнительной фиксации. В двух других моделях напряжения в этой зоне находятся на уровне 1,1 МПа. Основные изменения в распределении напряжений наблюдаются на крепежных элементах конструкции. На верхние крепежные, расположенные на теле позвонка С4 - 15,8 МПа для модели с наkostной пластиной и 12,3 МПа для кейджа нашей конструкции. Величина максимальных напряжений на винтах в теле позвонка С6 составляет 11,8 и 6,1 МПа для моделей с наkostной пластиной и нашей конструкцией, соответственно. Наибольшие напряжения возникают на зубцах кейджа без дополнительной фиксации - 20,9 МПа со стороны позвонка С4 и 27,0 МПа на стороне позвонка С6, при использовании кейджа нашей конструкции - 13,0 и 10,2 МПа, соответственно. Конструкция с наkostной пластиной показала наименьшие значения напряжений в этих зонах - 9,9 и 7,2 МПа.

При наклоне головы назад, пиковые напряжения приходятся на зоны контакта позвонков с кейджем. По верхней поверхности позвонка С6 величины максимальных напряжений составляют 3,8 МПа для модели без дополнительной фиксации, 2,6 МПа - модель с наkostной пластиной, 2,9 МПа - кейдж нашей конструкции. На нижней поверхности тела позвонка С4 уровень максимальных напряжений достигает значений 11,6; 7,6 и 7,5 МПа для соответствующих моделей. Основная нагрузка смещается на задний опорный комплекс, максимальные значения напряжений наблюдаются в корнях дуг позвонка С6 - 20,7 МПа для модели без дополнительной фиксации, 20,2 МПа - модель с наkostной пластиной, 22,4 МПа - кейдж нашей конструкции. В дугах позвонка С4 в модели с кейджем без дополнительной фиксации уровень напряжений наименьший - 7,5 МПа, дополнительная фиксация приводит к увеличению напряжений в дугах позвонка С4 при наклоне назад - 10,0 МПа при фиксации пластиной, 9,6 МПа - кейдж нашей конструкции. Наиболее нагруженными, как и при наклоне вперед, остаются винты в теле позвонка С4 - 10,2 МПа для модели с пластиной и 7,6 МПа для кейджа нашей конструкции. Кейдж нашей конструкции, более щадяще нагружает винты в теле позвонка С6 - 4,4 МПа в сравнении с наkostной пластиной - 7,6 МПа. Что касается зубцов, то здесь преимущество на стороне конструкции с пластиной - 9,8 МПа на позвонке С4 и 11,1 на позвонке С6.

При ротации максимальные напряжения возникают в элементах позвонка С3, первого подвижного элемента в системе "позвоночникимплантат", и достигают уровня 4,9 МПа для модели без дополнительной фиксации и 4,8 МПа в моделях с дополнительной фиксацией имплантата. Высокий уровень напряжений наблюдается и телах позвонков С4 и С6. При ротации в платинах дуг позвонков напряжение достигает максимальных значений на позвонке С6 - 6,5 МПа для модели без дополнительной фиксации и 5,8 и 5,7 МПа в моделях с дополнительной фиксацией имплантата пластиной и кейджем нашей конструкции, соответственно. В дугоотростчатых суставах интенсивность напряжений несколько спадает до уровня 2,0-2,2 МПа в позвонках С3 и С6. При ротационных нагрузках дополнительная фиксация приводит к перераспределению интенсивности напряжений с зубцов кейджа на элементы дополнительного крепления.

Изучение влияния размера зубцов кейджа на характер распределения напряжений в системе "шейный отдел позвоночникаимплантат", показало, что в зонах, где нет прямого контакта имплантата с костной тканью, уровень напряжений в обеих моделях практически одинаковый. В зонах контакта напряжения в модели с крупными зубцами несколько ниже.

Выводы. Наличие дополнительного крепления позволяет снизить уровень максимальных напряжений в костной ткани позвонков, контактирующих с имплантатом. Кейдж нашей конструкции показал наиболее низкий уровень напряжений в элементах модели при нагрузках на сжатие и наклоне головы вперед. При наклоне назад и ротации показатели напряжений в обеих моделях имеют незначительные отличия в ту или иную сторону на разных участках. Использование четырех крупных зубцов, перфорирующих кортикальный слой тела позвонка, приводит к снижению напряжений в костных структурах позвонков, с которыми контактирует, в сравнении с конструкцией, имеющей большее

количество зубцов, но меньшей длины. Наличие второго крепежного винта приводит к повышению напряжений именно на винтах, а также на зубцах кейджа.