



УДК 616.711.1-089.843

А.С. Нехлопочин^{1,2}, С.Н. Нехлопочин (к.мед.н.)^{1,2}, М.Ю. Карпинский³, А.И. Швец (д.мед.н.)², М.Г. Шамрай^{1,2}ГУ "Луганская областная клиническая больница", Луганск, Украина ¹ГУ "Луганский государственный медицинский университет", Луганск, Украина ²ГУ "Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины", Харьков, Украина ³

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТОВ ДИЗАЙНА ПЛАСТИНО-ИНТЕГРИРОВАННЫХ ТЕЛОЗАМЕЩАЮЩИХ ИМПЛАНТАТОВ

Цель. Оптимизировать конструктивные особенности телескопического протеза для переднего спондилодеза путем анализа напряженно-деформированного состояния конечно-элементной модели шейных позвоночных сегментов CIII-CVII при моделировании переднего межтелового спондилодеза CIV-CVI имплантатом с различным дизайном торцевых поверхностей и количеством фиксирующих винтов.

Материалы и методы. Произведен анализ распределения напряжения в биомеханической модели при эмуляции компрессии, флексии, экстензии и ротации нагрузкой в 100 Н. Изучены модели телескопического телозамещающего протеза, имеющего на торцевой поверхности 4 крупных зубца, перфорирующих кортикальный слой, либо большое количество мелких зубцов. Рассмотрены варианты крепления имплантата к телам позвонков с помощью одного и двух винтов. В качестве критерия напряженно-деформированного состояния использовалось эквивалентное напряжение по Мизесу.

Результаты. Полученные данные демонстрируют преимущество применения опорной поверхности импланта, имеющего 4 зубца крупных размеров, что проявляется снижением уровня напряжения в зоне контакта элементов конструкции с костной тканью. Использование одного крепежного винта сопровождается уменьшением нагрузки на крепежные элементы протеза в сравнении с двухвинтовой фиксацией и способствует более сбалансированному распределению нагрузки на опорные структуры биомеханической модели.

Заключение. Полученные данные могут быть использованы при дальнейшей оптимизации конструктивных особенностей телозамещающих конструкций с целью уменьшения частоты миграций стабилизирующих систем и фрагментации их компонентов.

Ключевые слова: математическое моделирование, метод конечных элементов, зубцы, фиксирующие винты, шейные позвонки, передний межтеловой цервикоспондилодез

Введение

В настоящее время в арсенале практикующего хирурга-вертебролога имеются разнообразные телозамещающие системы, позволяющие выполнять декомпрессивно-стабилизирующие и реконструктивно-восстановительные оперативные вмешательства на позвоночнике из вентрального доступа.

Несмотря на достаточный объем патоморфологических, биомеханических и математических изысканий, выполняемых с целью изучения процессов, происходящих в системе "имплантат - тело позвонка" и определения влияния имплантатов на костные структуры тел позвонков, многие отечественные и зарубежные авторы приводят данные о проблемах, связанных с миграцией имплантатов, фрагментацией конструкций или их компонентов [1, 2]. Эти осложнения являются причиной утраты достигнутой интраоперационной коррекции, дестабилизации оперированного сегмента и нарастанию неврологического дефицита, вызванного

компрессией спинного мозга, его корешков и оболочек [3, 4].

Конфигурация торцевых поверхностей конструкций оказывает значительное влияние на величину стрессовых нагрузок в зоне соприкосновения имплантата с замыкательными пластинами тел позвонков. С целью нивелирования процессов костной резорбции, обусловленных давлением терминальных отделов межтеловых опор, края имплантатов выполняют сплошными, с ограничительными накладками, оснащенными различными по величине и количеству шипами, перфорированными с отверстиями различного диаметра, с дополнительными элементами (перемычками), наклоненными под определенным углом относительно оси конструкции [5, 6].

Безусловно, каждый из перечисленных показателей фиксирующих систем определяет отличие их по конструктивному, биомеханическому и, как следствие, функциональному признакам.

Оптимизация дизайна имплантата преследует цель снижения вероятности возникновения стрес-

совых напряжений в системе “имплантат – кость” и уменьшения риска миграции конструкций в послеоперационном периоде. Наряду с этим, при анализе литературных данных обращает на себя внимание тот факт, что большинство исследований, в основном, посвящается изучению результатов клинического применения телозамещающих конструкций, в то время как вопросам определения рациональных конструктивных характеристик существующих имплантатов достаточного внимания не уделяется.

Целью исследования является определение особенностей напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника при замещении тел позвонков искусственными имплантатами с различным количеством зубцов на торцевых поверхностях, а также отличными вариантами фиксации конструкций к телам смежных с резецированным позвонком.

Материалы и методы исследования

С целью определения особенностей напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника при замещении тел позвонков искусственными имплантатами, в лаборатории биомеханики ДУ “Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко НАМН Украины” было выполнено математическое моделирование с использованием метода конечных элементов. На модели телескопического телозамещающего имплантата (ТТЗИ) мы моделировали работу конструкции с крупными и мелкими зубцами (рис. 1) [7].

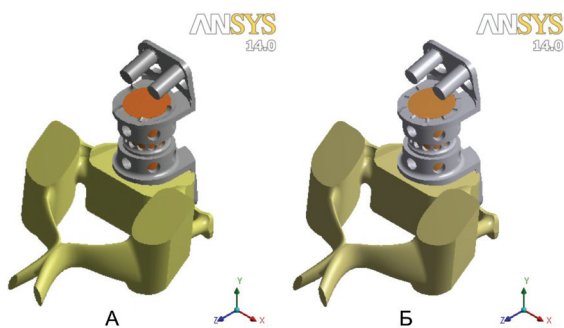


Рисунок 1 – Внешний вид фрагмента конечноэлементной модели шейного отдела позвоночника: позвонок С6 и ТТЗИ, торцевая поверхность которого имеет крупные зубцы (а) либо мелкие зубцы (б)

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

Также изучались варианты крепления имплантата к телам позвонков с помощью одного и двух винтов. Соответствующие модели приведены на рисунке 2.

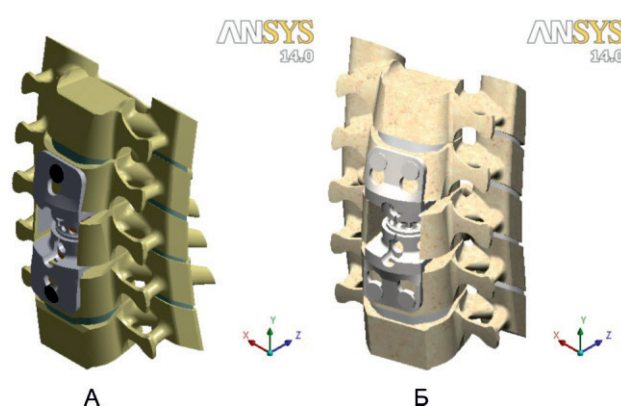


Рисунок 2 – Внешний вид конечноэлементной модели, тело С5 позвонка замещено ТТЗИ, крепящимся к смежным телам одним винтом (а), двумя винтами (б)

При моделировании использовали механические характеристики биологических тканей согласно имеющихся литературных данных [8].

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

Модели имели жесткое закрепление по нижней плоскости тела позвонка С7 и его дугоотростчатых суставов. Суммарная величина нагрузки на каждую модель составляла 100 Н. Нагружение на сжатие осуществляли распределенной нагрузкой величиной 36 Н по верхней замыкательной пластине тела позвонка С3 и по 32 Н на верхнюю плоскость его дугоотростчатых суставов. Состояние флексии имитировали нагрузкой 100 Н на передний край верхней замыкательной пластины тела С3, а экстензию – нагрузкой по 50 Н на его дуги. Иммитацию ротации осуществляли приложением усилия 100 Н на верхней поверхности тела позвонка С3.

В качестве критерия оценки напряженно-деформированного состояния моделей было выбрано эквивалентное напряжение по Мизесу [9].

Построение модели и последующий анализ выполняли с помощью программного комплекса SolidWorks [10]. При создании модели использованы данные СКТ и морфометрические параметры субаксиального уровня шейного отдела позвоночника [11]. Лордоз изучаемого фрагмента смоделирован под углом 160.

Результаты и их обсуждение

В результате проведенного исследования получена картина напряженно-деформированного состояния (НДС) моделей шейного отдела позвоночника, в котором тело позвонка С5 замещали имплантатами с мелкими, расположенными по всей окружности торцевых поверхностей, и четырьмя крупными, равноудаленными друг от друга, зубцами. При изучении моделей обращает к себе внимание тот факт, что изменение опорной поверхности импланта не приводит к значимым изменениям эквивалентного напряжения на опорных структурах позвонков, не соприкасающихся непосредственно с ТТЗИ, поэтому анализ показателей НДС произведен для С4 и С6 позвонков.



Визуальные данные распределения эквивалентного напряжения на замыкательной пластине С6 позвонка изучаемой конечноэлементной модели представлены на рисунке 3.

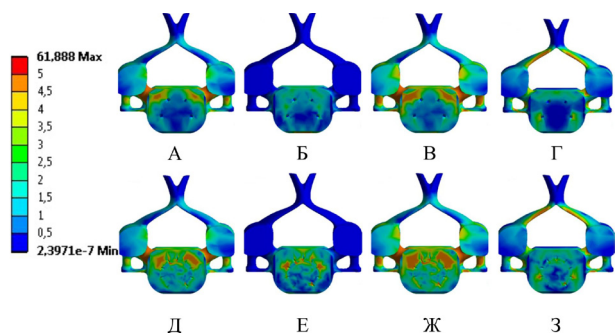


Рисунок 3 – Картина распределения напряжений в теле позвонка С6 в моделях с зубцами разного размера при всех видах нагрузки: а – крупные зубцы, компрессия; б – крупные зубцы, флексия; в – крупные зубцы, экстензия; г – крупные зубцы, ротация; д – мелкие зубцы, компрессия; е – мелкие зубцы, флексия; ж – мелкие зубцы, экстензия; з – мелкие зубцы, ротация

Представленная картина характеризуется более обширными зонами высоких значений нагрузки при использовании модели с мелкими зубцами, распространяющимися практически на всю поверхность тела позвонка.

Модель с крупными зубцами определяет меньшие по площади зоны критического нагружения, расположенные преимущественно у заднего края замыкательной пластины тела позвонка. При этом, внутри зубцовки эквивалентное напряжение при всех нагрузочных пробах на кортикальный слой не превышает 0,5 МПа, что по всей видимости обусловлено контактом с композитным материалом, заполняющим полость ТТЗИ.

Аналогичное распределение зон нагружения регистрируется и на нижней замыкательной пластине тела С4 позвонка.

Абсолютные значения напряжений в зоне контакта “зубцы – замыкательная пластина” для моделей с крупными и мелкими зубцами при всех видах моделируемых нагрузок приведены на рисунке 4.

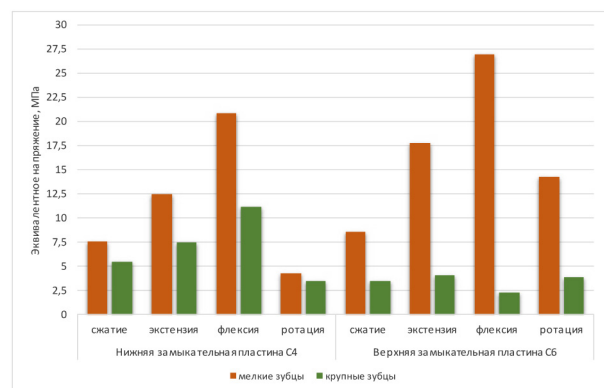


Рисунок 4 – Максимальные значения эквивалентного напряжения по Мизесу, зарегистрированные на зубцах моделей при различных нагрузочных пробах

Представленные данные характеризуют значительное биомеханическое преимущество модели с крупными зубцами за счет снижения уровня пиковых нагрузок на кортикальный слой тел позвонков, смежных с резецированным.

Результаты оценки влияния формы торцевых поверхностей импланта на распределение нагрузки на основных опорных элементах двигательных сегментов, смежных с резецированным, отражены в таблице 1.

Таблица 1
Величины напряжений в элементах моделей с крупными и мелкими зубцами

Зона		Модель (форма зубцов)/нагрузка							
		сжатие		наклон назад		наклон вперед		ротация	
		мел-кие	круп-ные	мел-кие	круп-ные	мел-кие	круп-ные	мел-кие	круп-ные
верх тела позвонка	С4	2,7	2,7	3,2	3,3	3,0	3,0	1,0	1,4
	С6	8,5	5,8	7,6	6,4	4,1	3,1	2,7	3,0
низ тела позвонка	С4	7,3	5,5	7,7	6,0	5,0	5,8	3,0	3,2
	С6	2,6	2,6	2,9	2,8	2,4	2,4	0,6	0,5
корень дуги	С4	6,3	6,6	9,6	10,3	1,0	1,0	8,5	8,4
	С6	18,4	16,5	22,4	18,7	1,1	0,8	5,2	10,6
пластина дуги	С4	1,5	1,3	2,2	2,0	0,3	0,3	3,9	3,5
	С6	1,8	1,8	2,1	2,0	0,2	0,2	5,7	5,1
суставные массы	С4	2,7	2,6	3,7	3,5	0,7	0,4	1,7	1,6
	С6	1,8	1,8	2,1	2,0	0,2	0,2	5,7	5,1

Как следует из приведенных данных, в зонах, где нет прямого контакта имплантата с костной тканью, уровень напряжений в обеих моделях практически одинаковый с незначительным преимуществом одной либо другой конструкции при различных вариантах нагрузочных проб. В зонах контакта ТТЗИ с телами позвонков уровень эквивалентного напряжения в модели с крупными зубцами несколько ниже. Так, на нижней поверхности тела позвонка С4 и верхней поверхности позвонка С6 напряжения в модели с крупными зубцами ниже для всех вариантов нагружения, за исключением ротационной нагрузки, при которой незначительное преимущество демонстрирует модель с мелкими зубцами. Среднее значение анализируемого показателя на нижней поверхности тела С4 для мелких зубцов составляет 5,75 МПа, для крупных 5,13 МПа, для верхней поверхности С6 – 5,73 МПа и 4,58 МПа соответственно.

Максимальные значения эквивалентного напряжения зарегистрированы в зоне корня С4, а в большей степени С6 позвонка. При этом пики значений отмечаются при моделировании компрессии и экстензии с явным преимуществом модели с крупными зубцами. Традиционно, ротационная нагрузка демонстрирует незначительное преимущество мелких зубцов.

Пластины дуг и суставные массы С4 и С6 позвонков не испытывают значительного нагружения на всех этапах моделирования и не выявляют явного преимущества изучаемых ТТЗИ.

Обобщение полученных показателей позволяет сделать заключение о том, что 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.

Следующим этапом анализа явилось изучение влияния количества фиксирующих винтов на характер распределения напряжений в костных элементах моделей. Картины распределения напряжений, в зависимости от количества крепежных винтов, при разных нагрузках приведены на рисунке 5.

Принимая во внимание выявленное преимущество распределения напряжений при использовании конструкции ТТЗИ с малым количеством крупных зубцов, в представленных моделях использовался именно такой тип конструктивного решения торцевой поверхности.

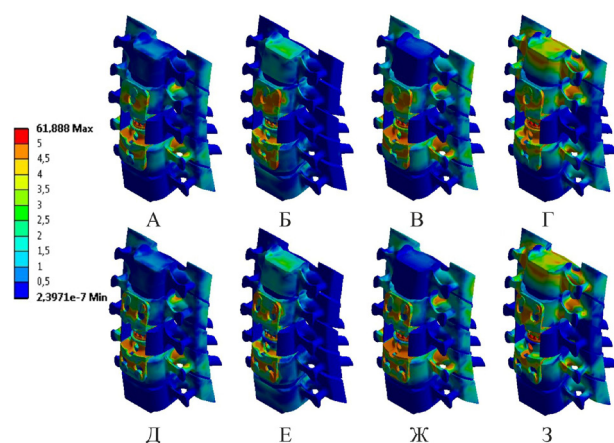


Рисунок 5 – Картина распределения напряжений в моделях с ТТЗИ при использовании крепления одним и двумя винтами: а – один винт, компрессия; б – один винт, флексия; в – один винт, экстензия; г – один винт, ротация; д – два винта, компрессия; е – два винта, флексия; ж – два винта, экстензия; з – два винта, ротация

При визуальном анализе НДС можно сделать вывод, что наличие одного и двух винтов не приводит к существенному перераспределению напряжений в моделях. Зоны пиковых напряжений выявляются на одних и тех же участках. Результаты абсолютных значений максимальных напряжений в зоне контакта «винт - тело позвонка» для моделей с одним и двумя винтами при моделировании различных нагрузок представлены на рисунке 6.

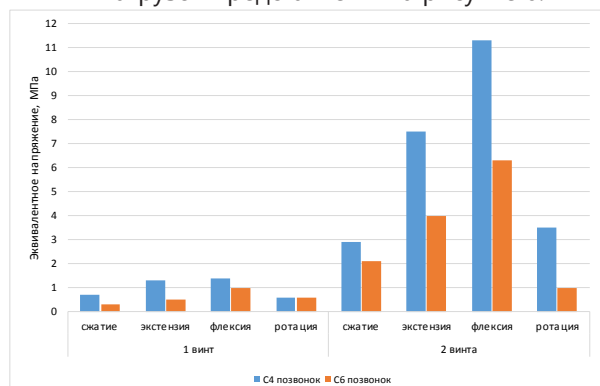


Рисунок 6 – Максимальные значения эквивалентного напряжения по Мизесу, зарегистрированные на винтах моделей при различных нагрузочных пробах

Приведенные данные демонстрируют значительное повышение напряжения на крепежных элементах ТТЗИ при использовании парных винтов при моделировании различных видов нагружения.

Результаты распределения нагрузок на опорные элементы исследуемых биомеханических моделей приведены в таблице 2.

Таблица 2
Величины напряжений в элементах моделей с разным количеством крепежных винтов

Зона	Модель/нагрузка								
	сжатие		наклон назад		наклон вперед		ротация		
	1 винт	2 винта	1 винт	2 винта	1 винт	2 винта	1 винт	2 винта	
верх тела позвонка	C4	2,7	2,7	3,1	3,3	2,9	3,0	0,9	1,4
	C6	6,0	5,8	7,0	6,4	3,0	3,1	3,1	3,0
низ тела позвонка	C4	4,4	5,5	6,1	6,0	11	5,8	3,2	3,2
	C6	2,6	2,6	2,6	2,8	2,3	2,4	0,6	0,5
корень дуги	C4	7,5	6,6	10,1	10,3	1,2	1,0	8,2	8,4
	C6	18,6	16,5	19,8	18,7	0,9	0,8	8,0	10,6
пластина дуги	C4	1,5	1,3	1,9	2,0	0,3	0,3	3,9	3,5
	C6	1,9	1,8	3,8	2,0	0,2	0,2	6,1	5,1
суставные массы	C4	2,7	2,6	3,6	3,5	0,5	0,4	0,9	1,6
	C6	2,7	1,8	2,0	2,0	0,6	0,2	2,3	5,1

Приведенные показатели демонстрируют, что зоны максимальных напряжений располагаются, традиционно, в местах контакта имплантата и тел позвонков. Это нижняя поверхность тела позвонка C4 и верхняя C6, корни дуг этих же позвонков. Основные отличия в величинах напряжений тоже наблюдаются в этих зонах.

В целом, анализируя модели, следует отметить, что применение одного винта для фиксации имплантата к телам позвонков приводит к перераспределению нагрузки, что проявляется уменьшением максимальных значений эквивалентного напряжения на фиксирующих элементах ТТЗИ и в зонах контакта имплантата с костной тканью. Закономерно увеличивается нагрузка на другие опорные структуры позвоночно-двигательных сегментов, однако пиковых критических напряжений при всех видах нагрузочных проб не зарегистрировано. Это позволяет рассматривать исследуемую корпоректомическую модель шейного отдела позвоночника с фиксацией ТТЗИ одним винтом, как более биомеханически сбалансированную.

Выводы

Результаты проведенных исследований позволяют сделать следующие выводы:

1. Использование четырех крупных зубцов, перфорирующих кортикальный слой замыкательных пластин, приводит к снижению напряжений в костных структурах позвонков, с которыми контактирует имплантат, в сравнении с конструкциями, имеющими большее количество зубцов меньшей высоты.



2. Использование парных винтов характеризуется возрастанием величин эквивалентных напряжений именно в системе "винт-тело позвонка", что безусловно создает предпосылки для более активного развития остеолитического процесса и, как результат, снижения либо потери фиксирующей функции крепежного элемента.

3. Применение телозамещающих имплантатов с малым количеством крупных зубцов на тор-

цевых поверхностях и крепление конструкции к телам соседних с резецированным позвонком одним монокортикальным винтом представляется более перспективным ввиду достигаемой оптимизации распределения напряжений в изученной биомеханической модели, исключении возникновения пиковых нагрузок при моделируемых состояниях.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ветрилэ С.Т., Крупаткин А.И., Юндин С.В. Хирургическое лечение повреждений шейного отдела позвоночника с применением первично-стабильной фиксации металлическими конструкциями // Хирургия позвоночника. - 2006. - № 3. - С. 8-18.
2. Рерих В.В., Ластевский А.Д. Хирургическое лечение повреждений нижнешейного отдела позвоночника // Хирургия позвоночника. - 2007. - № 1. - С. 13-20.
3. Akamaru T., Kawahara N., Tsuchiya H., Kobayashi T., Murakami H., Tomita K. Healing of autologous bone in a titanium mesh cage used in anterior column reconstruction after total spondylectomy // Spine (Phila. Pa. 1976). - 2002. - Vol. 27, № 13. - P. E329-33.
4. Boriani S., Weinstein J.N., Biagini R. Primary bone tumors of the spine. Terminology and surgical staging. // Spine (Phila. Pa. 1976). - 1997. - Vol. 22, № 9. - P. 1036-44.
5. TeCorpTM Телескопическая корпорэктомическая система: Руководство по хирургической методике. - Alphatec Spine, 2012. - 12 p.
6. Synex System. An expandable vertebral body replacement device: Technique guide. - Synthes spine, 2001. - 25 p.
7. Нехлопочин А.С., Швец А.И., Нехлопочин С.Н. Телозамещающий телескопический эндопротез для субаксиального цервикоспондилодеза // Журнал Вопросы нейрохирургии. - 2016. - Т. 80, № 1. - С. 19-26.
8. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: справочник. Киев: Наукова думка, 1990. - 224 С.
9. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. - Москва: Мир, 1975. - 271 С.
10. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. - Москва: ДМК Пресс, 2004. - 432 С.
11. Busscher I., Ploegmakers J.J.W., Verkerke G.J., Veldhuizen A.G. Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine // Eur. Spine J. - 2010. - Vol. 19, № 7. - P. 1104-14.

ТҮЙІНДЕМЕ

А.С. Нехлопочин^{1,2}, С.Н. Нехлопочин (м.ғ.к.)^{1,2}, М.Ю. Карпинский³, А.И. Швец (м.ғ.д.)², М.Г. Шамрай^{1,2}

"Луганск облыстық клиникалық аурухана" ММ, Луганск, Украина¹

"Луганск мемлекеттік медицина университеті" ММ, Луганск, Украина²

"Украина ҰМҒА проф. М.И. Ситенко атындағы омыртқа және тамыр патологиясы институты", Харьков, Украина³

ПЛАСТИНАЛЫ - БІРІКТІРІЛГЕН ДЕНЕНІ АЛМАСТЫРАТЫН ИМПЛАНТАТТАРДЫҢ ДИЗАЙН ЭЛЕМЕНТТЕРІН МАТЕМАТИКАЛЫҚ ҮЛГІЛЕУ

Мақсаты: алдыңғы спондилодезге арналған телескопиялық протездің конструктивтік ерекшеліктерін, CIV-CVI алдыңғы денералық спондилодезді қапталдық беткейлердің әртүрлі дизайны және бекіткіш бұрамалар саны бар имплантатпен үлгілеу кезінде СIII-CVII сегменттерінің мойын омыртқаларының соңғы-элементтік үлгісінің кернеулі-деформацияланған жағдайын талдау жолымен оңтайландыру.

Материалдар мен әдістер: компрессия, флексия, экстензия және протацияның 100 Н эмуляциясы кезінде биохимиялық үлгідегі кернеуді бөлу талдауы. Кортикалдық қабатты тесетін қапталдық беткейінде 4 ірі тісшелері немесе көп мөлшердегі майда тісшелері бар, телескопиялық денені алмастыратын протез үлгісі зерттелді. Имплантатты денеге бір немесе бірнеше бұрандалар көмегімен бекітудің нұсқалары қарастырылды. Кернеулі-



деформацияланған жағдай критерийі есебінде Мизес бойынша эквиваленттік кернеу пайдаланылды.

Нәтижесі: алынған деректер 4 ірі тісшелері бар импланттың тірек беткейін қолданудың басымдығын көрсетеді, бұл сүйек тінімен конструкция элементтерінің байланыс аймағындағы кернеу деңгейінің төмендеуімен айқындалады. Бір бекіту бұрамасын қолдану екі бұрандалы бекітумен салыстырғанда протезді бекіту элементіне жүктемені азайтумен қосыла жүреді және биохимиялық үлгінің тірек құрылымына түсетін жүктемені айтарлықтай үйлесімді етіп бөлуге мүмкіндік береді.

Қорытындысы: тұрақтандырушы жүйелер мен олардың компоненттерін үзінділеудің өрістеу жиілігін азайту мақсатында алынған деректер денені алмастыратын конструктивті ерекшеліктерді одан ары оңтайландыру кезінде қолданылуы мүмкін.

Негізгі сөздер: математикалық үлгілеу, соңғы элементтер әдісі, тісшелер, бекіткіш бұрамалар, мойын омыртқалары, алдыңғы денеаралық цервикоспондилодез.

SUMMARY

A.S. Nekhlopochin^{1,2}, S.N. Nekhlopochin (MD, PhD)^{1,2}, M.Yu. Karpinsky³, A.I. Shvets (MD, DMSc)¹, M.G. Shamray^{1,2}

SE "Lugansk Regional Clinical Hospital", Lugansk, Ukraine¹

SE "Lugansk State Medical University", Lugansk, Ukraine²

SE "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkov, Ukraine³

MATHEMATICAL MODELING OF DESIGN OF VERTEBRAL BODY REPLACEMENT IMPLANTS WITH INTEGRATED PLATE

Objective: To optimize the design features of the telescopic prosthesis for anterior fusion by analyzing the stress-strain state of the finite element model of the cervical spine segments CIII-CVII using implant with a different design of the end surfaces and the number of fixing screws.

Materials and Methods: The load distribution in the biomechanical model was studied when emulating compression, flexion, extensions and rotation applying 100 N load. The models of telescopic prosthesis for vertebral body replacement had the end surface with 4 large teeth, perforating the cortical layer of vertebral body endplate, or a large number of small teeth. Variants of implant attachment to the vertebral bodies were studied when using one or two screws. Stress equivalent to Mises was used as a criterion of the stress-strain state.

Results: These data demonstrates the advantage of using the end surface of the implant with the 4 large-sized teeth, it leads to the decrease of the load level in the zone of contact of implant with bone tissue. A single fixing screw provides a decrease of the load on the prosthesis fastening elements as compared to the twin-screw fixation and promotes a more balanced distribution of the load on the supporting structure of biomechanical model.

Conclusion: The obtained data may be used for further optimization of design features of implants for vertebral body replacement in order to reduce the frequency of migration of stabilizing system components and their fragmentation.

Keywords: mathematical modeling, finite element method, the teeth, fixing screws, cervical vertebrae, anterior interbody fusion of cervical spine.