

О. В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, НТУ “ХПИ”

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕАКЦИИ НА СИЛОВОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ ЭЛЕМЕНТА ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

В даній роботі описується числові дослідження шийного відділу хребта. Скінчено-елементне моделювання разом з програмами CAD і експериментальними даними використовувалися в дослідженнях ефективності ортезування. Проводились дві схеми дослідження – з ортезом та без нього. Аналізи напружень виконувалися для міжхребтових дисків.

This work conducts to numerical researches of the cervical spine. Finite element method together with the CAD programs of and experimental information utilized in researches of orthosis. Two charts of research were conducted with orthoses and without him. The analysis of tensions was conducted for intervertebral disks.

Введение. Позвоночник является частью опорно-двигательной системы человека и выполняет следующие функции: опорная, двигательная, защитная, балансирующая (участвует в поддержании состояния равновесия), рессорная или амортизационная (обеспечивается за счет наличия изгибов и межпозвонковых дисков). Он имеет сегментарное строение и состоит из позвоночно-двигательных сегментов (ПДС), каждый из которых представляет подвижное звено, принимающее участие в обеспечении разнообразных функций позвоночника как единой функциональной системы. ПДС образован двумя смежными позвонками, соединенными между собой с помощью межпозвонкового диска, двумя парами суставных отростков позвонков, связками, соединяющими тела позвонков, дужек, поперечных и остистых отростков.

Межпозвонковый диск служит для соединения тел позвонков друг с другом, а также для амортизации вертикальных статических и динамических нагрузок во время физической активности [1].

Шейные повреждения – очень тяжелые виды повреждений, поскольку высок риск фатальности или парализации (паралич верхних или нижних конечностей). Любое шейное повреждение может иметь разрушительный характер. Было разработано много защитных изобретений, чтобы защитить человеческую шею для участия в автогонках, в горнолыжном спорте и других экстремальных видах деятельности. К сожалению, есть недостаток в биомеханических данных и понимании механизмов повреждения, и поэтому эти безопасные изобретения не оптимальны. Шейный позвоночник – сложный механизм с точки зрения механики и структуры. Спинной хребет имеет две главные функции: стабилизация головы и защита спинного мозга. Поэтому шейные спинные повреждения являются потенциальной угрозой спинному мозгу и должны быть рассмотрены с пониманием и осторожностью. Эффекты повреждений спинного мозга серьезны, как упомянуто выше, начиная от паралича четырех конечностей и заканчивая смертью.

На сегодняшний день существуют компьютерная томография и магни-

торезонансная томография, которые являются хорошими диагностическими инструментами и могут предоставить информацию относительно расположения и вида повреждения.

При лечении заболеваний в позвоночно-двигательном сегменте шейного отдела позвоночника (ШОП) (остехондроз, сколиоз, травмы, состояния после операций и т.д.) используются различные ортопедические средства, что способствует ранней реабилитации и сокращению сроков пребывания пациентов в стационаре, а также предохраняет от возможной или дальнейшей деструкции [2]. Созданию максимального покоя в позвоночно-двигательном сегменте способствует иммобилизация пораженных отделов позвоночника с помощью ортезов. Ортез – это функциональное приспособление, обеспечивающее фронтальную (препятствует наклону головы вправо-влево) и сагиттальную (препятствует сгибанию и разгибанию вперед-назад) фиксацию ШОП, ограничивает ротационно-корректирующую функцию и разгружает ШОП. В настоящее время проводятся экспериментальные исследования по применению ортезов, но экспериментальные исследования имеют свои ограничения, в связи с чем в настоящее время в мировой практике прибегают к математическому и численному моделированию [3].

Цель данной работы заключается в исследовании напряженно-деформированного состояния (НДС) ШОП, а именно НДС межпозвоночных дисков и НДС самих позвонков, в кортикальной и трабекулярной костях, которые являются объектами дальнейших исследований.

Постановка задачи. В работе предлагается рассмотреть ряд численных исследований. С этой целью была создана конечно-элементная модель (КЭМ) ШОП (основанная на компьютерно-томографических срезах реально существующих позвонков) и ортеза. Сначала была построена геометрическая модель с помощью CAD системы SolidWorks, далее эта геометрическая модель импортировалась в программный комплекс ANSYS/WorkBench, в котором была построена КЭМ и проведены дальнейшие исследования [4].

При проведении исследований материалы считались однородными и изотропными. Модуль упругости и коэффициент Пуассона различных материалов, используемых при расчетах, взяты из литературных первоисточников и приведены в таблице [5, 6, 7]. Вся геометрическая модель разбивалась на конечные элементы (КЭ). Для построения КЭ сетки использовались 3-D, 10-узловой тетраэдральный элемент – SOLID187; 3-D, 20-узловой квадратичный элемент – SOLID186, а также TARGE170 и CONTA174 – контактные элементы. Всего КЭ модель насчитывала 246159 элементов, ее вид пред-

Таблица

Свойства материалов ШОП

Материал	Модуль Юнга E (МПа)	Коэффициент Пуассона ν
Кортикальная	10 000	0,3
Губчатая кость	450	0,2
Суставной	10,6	0,49
Диск	4,2	0,45

ставлен на рис. 1.

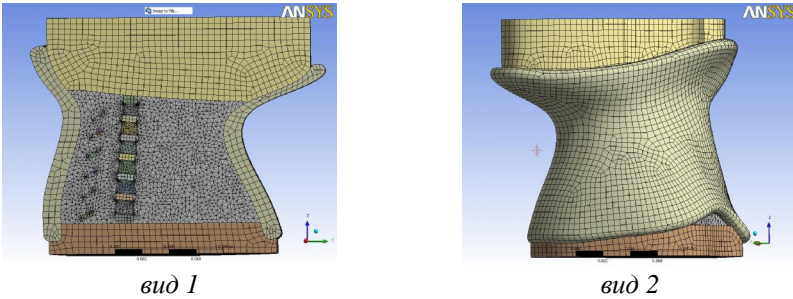


Рис. 1. КЭ модель ШОП с ортезом

Нагружение осуществлялось путем приложения силы 100 Н к поверхности головы. Это согласно расчетам [8, 9] соответствует весу головы среднестатистического человека. На модель накладывались ограничения по перемещениям, опора жестко фиксировалась и добавлялась симметрия в сагитальной плоскости.

Схемы исследований. Были проведены многовариантные численные исследования интересующей системы, которые состояли из восьми расчетов:

1) Расчет с исходными данными материальных свойств (приведены в таблице).

2) Расчет с уменьшенным на порядок от исходной величины модулем упругости межпозвоночного диска (D_{IV-V}), находящегося между $C_{IV} - C_V$ позвонками.

3) Расчет с уменьшенным на два порядка от исходной величины модулем упругости межпозвоночного диска (D_{IV-V}), находящегося между $C_{IV} - C_V$ позвонками.

4) Расчет с использованием шейной пластины; выполненная из титана пластина крепится на $C_{IV} - C_V$ позвонках, модуль упругости межпозвоночного диска D_{IV-V} уменьшен на два порядка от исходного. Соответствующим образом была перестроена геометрическая и КЭ модели, геометрическая модель представлена на рис. 2.

5) Данный расчет проводился с моделированием частичного разрушения трабекулярной кости C_{IV} позвонка. Исходная трабекулярная кость была рассечена под определенным углом, исходный модуль упругости верхней части трабекулярной кости был уменьшен на один порядок, вид измененной кости

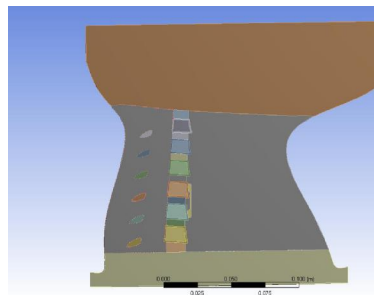


Рис. 2. Геометрическая модель с шейной пластиной

представлен на рис. 3.

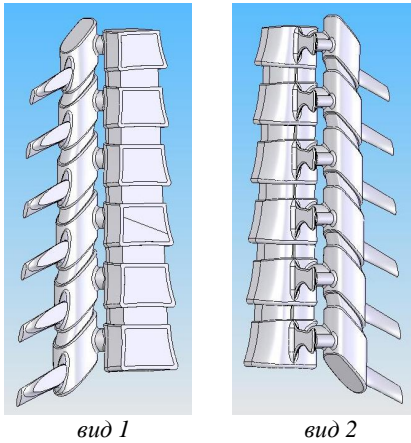


Рис. 3. Схема рассечения трабекулярной кости

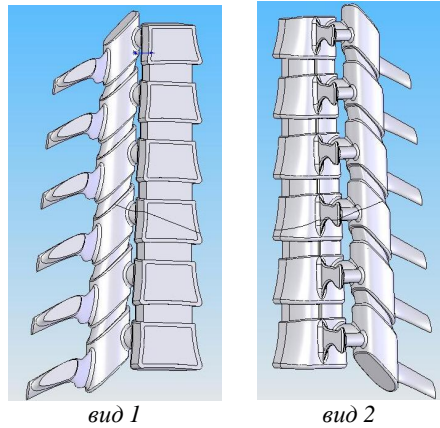


Рис. 4. Геометрическая модель с рассеченным позвонком

6) Данный расчет проводился с моделированием частичного разрушения трабекулярной кости C_{IV} позвонка. Исходная трабекулярная кость была рассечена под определенным углом (как и в предыдущем случае), исходный модуль упругости верхней части трабекулярной кости был уменьшен на два порядка, вид измененной кости представлен на рис. 3.

7) Данный расчет проводился с рассечением всего C_{IV} позвонка, как трабекулярной, так и кортикальной костей. Модули упругости обеих костей (кортикальной и трабекулярной) верхней части C_{IV} позвонка уменьшены на два порядка соответственно. Вид измененного позвонка представлен на рис. 4.

8) Расчет с использованием шейной пластины; выполненная из титана пластина крепится на $C_{III} - C_V$ позвонках, при этом C_{IV} позвонок рассечен, как и в 7-м расчете, и модули также уменьшены на два порядка. Вид измененной геометрии представлен на рис. 5.

Результаты исследований. По результатам исследования определялись максимальные напряжения по von-Mises в межпозвоночных дисках. Проводилось сравнение полученных результатов для расчетных схем: с ортезом и без него, а также изменения углов в сагиттальной плоскости. Тем самым удастся определить, каким образом искривляется позвоночник при различных изменениях (измене-

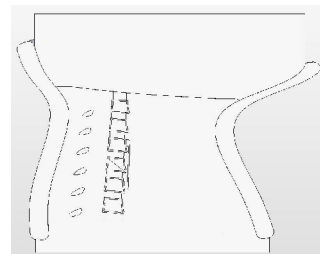


Рис. 5. Геометрическая модель с рассеченным позвонком и шейной пластиной

ние модуля упругости диска или позвонка, добавление шейной пластины).

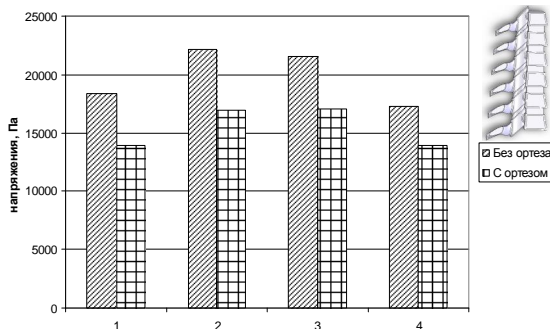


Рис. 6. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 1-го расчета

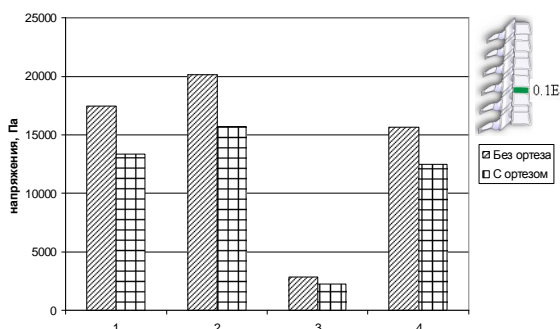


Рис. 7. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 2-го расчета

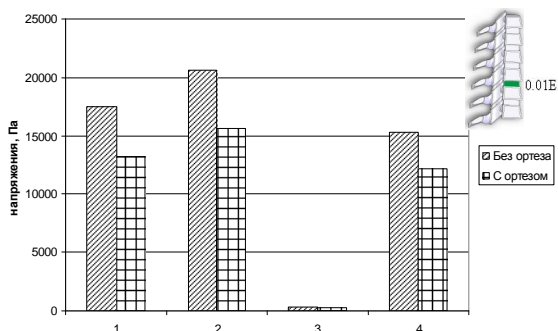


Рис. 8. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 3-го расчета

На рис. 6 – 13 представлены максимальные напряжения (в Па) в межпозвоночных дисках для каждого из расчетов отдельно.

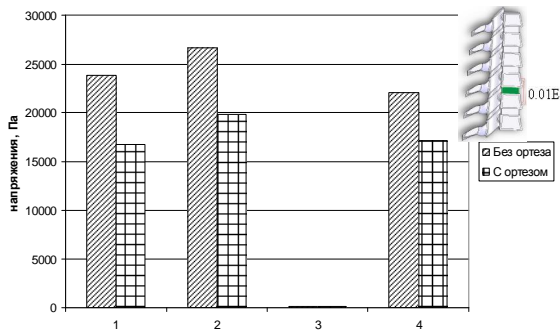


Рис. 9. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 4-го расчета

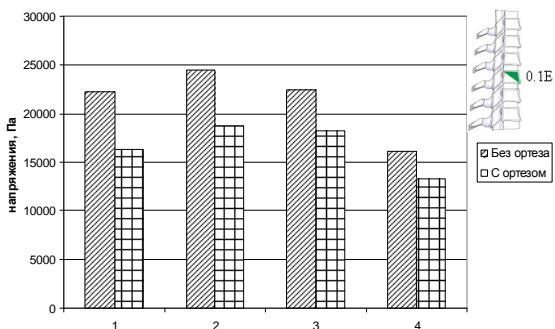


Рис. 10. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 5-го расчета

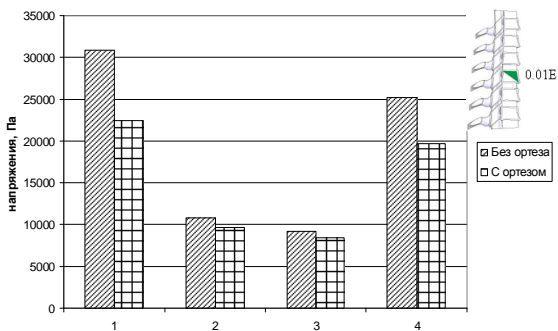


Рис. 11. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 6-го расчета

На представленных рис. 14 – 17 изображены максимальные напряжения (в Па) для каждого диска во всех расчетах.

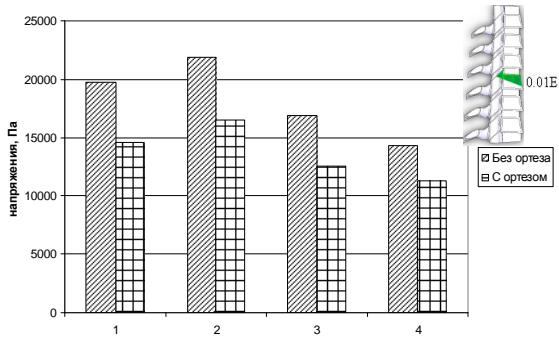


Рис. 12. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 7-го расчета

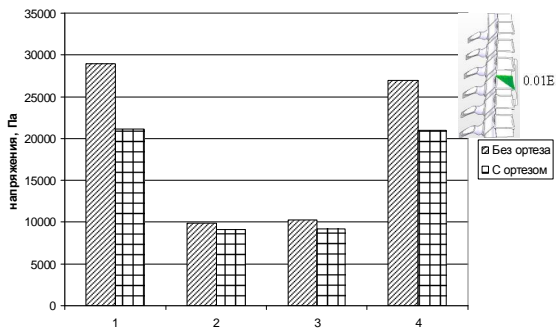


Рис. 13. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках для 8-го расчета

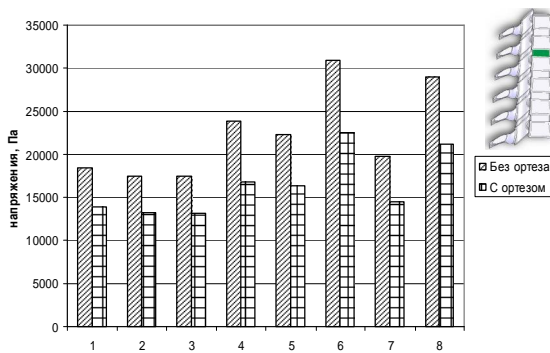


Рис. 14. Максимальные напряжения для D_{II-III} диска во всех расчетах

На рис. 18 – 25 представлены изменения углов (в градусах) в позвоночнике (т.е. между верхней нижней сторонами диска) для каждого из расчетов отдельно.

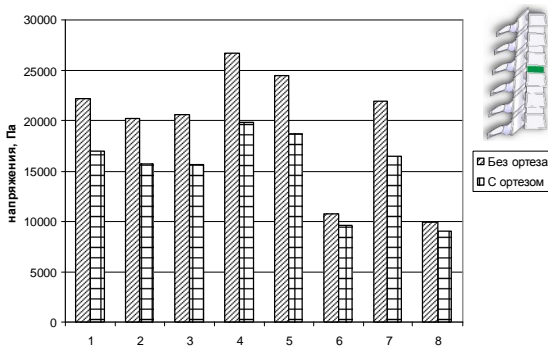


Рис. 15. Максимальные напряжения для D_{III-IV} диска во всех расчетах

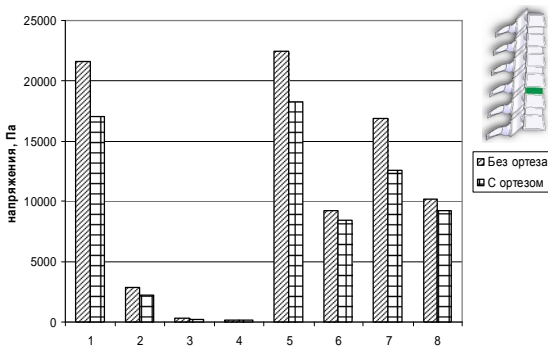


Рис. 16. Максимальные напряжения для D_{IV-V} диска во всех расчетах

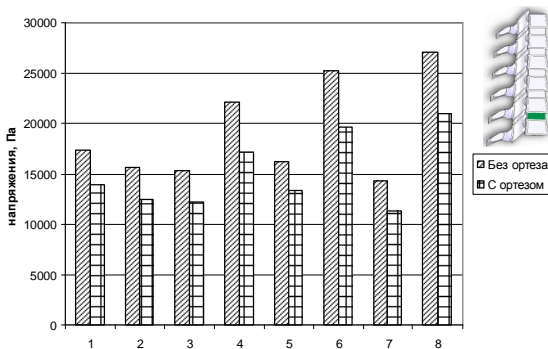


Рис. 17. Максимальные напряжения для D_{V-VI} диска во всех расчетах

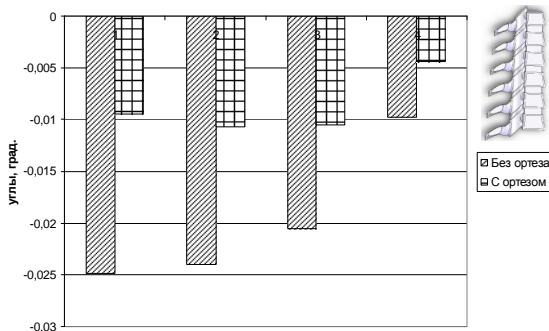


Рис. 18. Изменения углов в позвоночнике для 1-го расчета

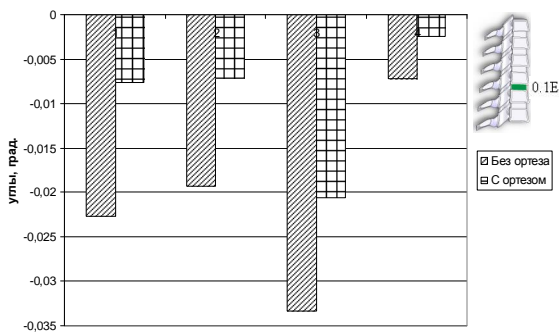


Рис. 19. Изменения углов в позвоночнике для 2-го расчета

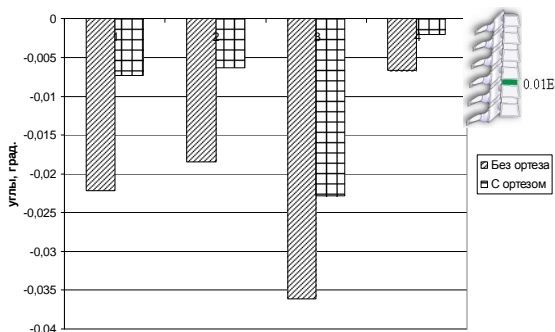


Рис. 20. Изменения углов в позвоночнике для 3-го расчета

На рис. 26 – 29 представлены изменения углов (в градусах) в каждом межпозвоночном промежутке для каждого диска во всех расчетах.

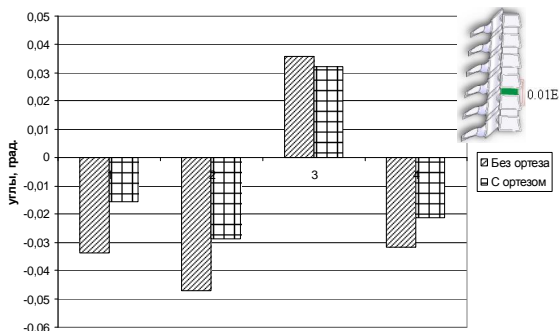


Рис. 21. Изменения углов в позвоночнике для 4-го расчета

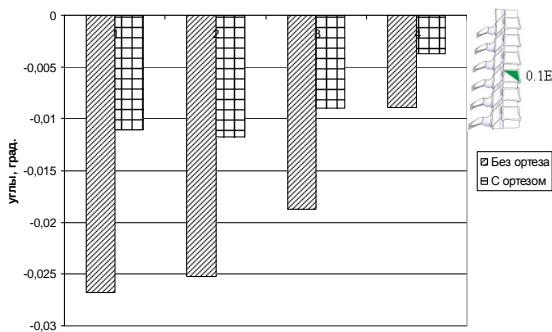


Рис. 22. Изменения углов в позвоночнике для 5-го расчета

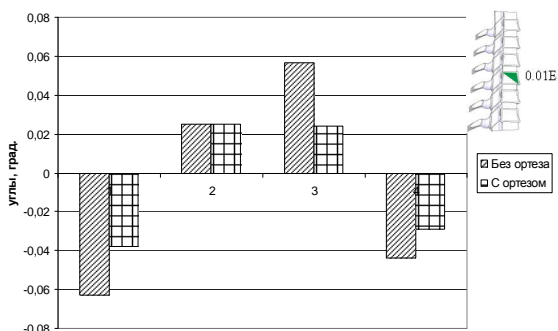


Рис. 23. Изменения углов в позвоночнике для 6-го расчета

Заключение Из анализа результатов видно, что при использовании ортеза напряжения значительно снижаются в шейном отделе позвоночника. Также видно, что при использовании затылочных пластин практически пол-

ностью разгружаются поврежденные элементы позвоночника. Благодаря применению ортеза углы изгибов позвонков также существенно снизились.

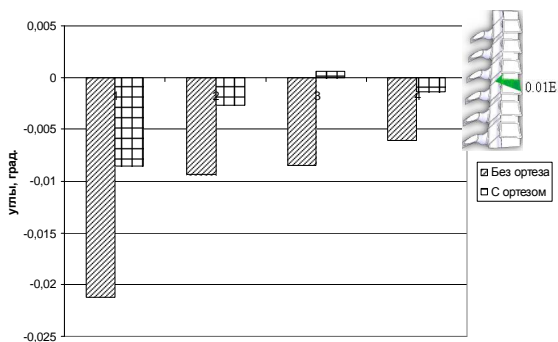


Рис. 24. Изменения углов в позвоночнике для 7-го расчета

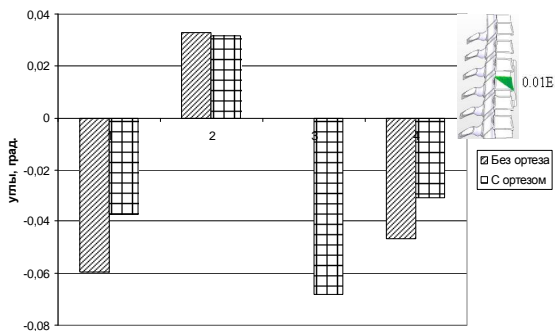


Рис. 25. Изменения углов в позвоночнике для 8-го расчета

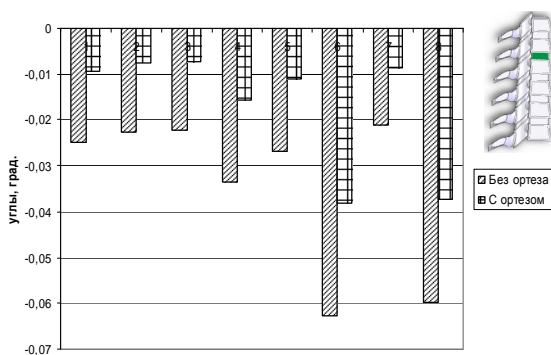


Рис. 26. Изменения углов в позвоночнике для D_{II-III} диска во всех расчетах

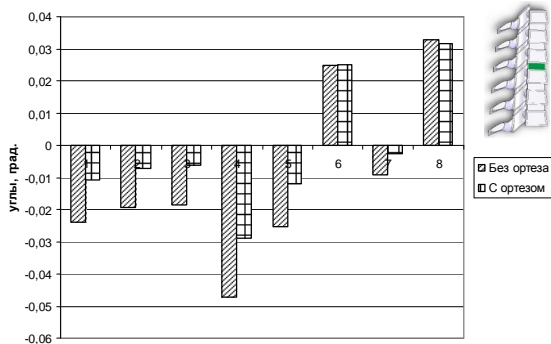


Рис. 27. Изменения углов в позвоночнике для D_{III-IV} диска во всех расчетах

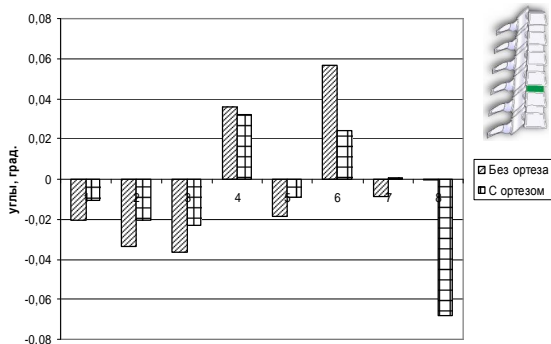


Рис. 28. Изменения углов в позвоночнике для D_{IV-V} диска во всех расчетах

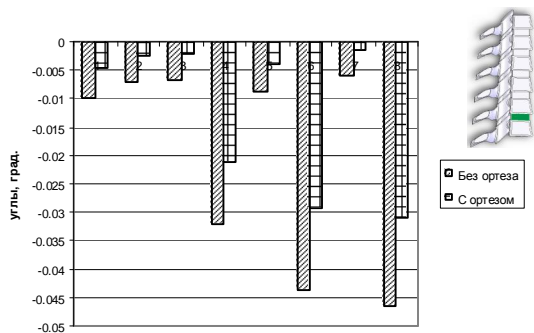


Рис. 29. Изменения углов в позвоночнике для D_{V-VI} диска во всех расчетах

Анализ модели позволяет заключить, что она полностью отвечает тре-

бованиям вариативного анализа для определения оптимальных параметров ортеза по критериям иммобилизации, разгрузки ШОП с учетом индивидуальных особенностей пациента

Список литературы: 1. *Методические рекомендации фирмы ОРТО "Ортезирование в профилактике и комплексном лечении патологий опорно-двигательной системы и сосудистой системы нижних конечностей"*. 2. http://www.mosmedclinic.ru/conf_library/2003/15. *Битчук Д.Д., Фадеев О.Г., Истомин А.Г.* Ортезирование шейного отдела позвоночника после реконструктивно-восстановительных операций // Научно-практическая конференция с международным участием, 11 апреля 2003 г. – Харьковский государственный медицинский университет. Украина. 3. *Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F.* Finite element applications in human cervical spine modeling //Spine.–1996.–Vol. 21. – № 15.–PP.1824–1834. 4. *Веретельник Ю.В., Веретельник О.В., Тимченко И.Б., Дынный А.А., Соснина Ю.К.* К вопросу о построении параметрических моделей шейного отдела позвоночника. // Весник НТУ “ХПИ” Тем. вып.:”Машиноведение и САПР” – 2007. –№ 29. – С.16-20. 5. Барыш А.Е.Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов $C_{IV} - C_{VI}$ // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2005. – №1. – С.41–49. 6. *Natarajan R.N., Chen B.H., An H.S., Andersson G.B.J.* Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including effect of osteoporosis //Spine.–2000.–Vol.–25. – №8.– PP.955–961. 7. *Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., et.al.* Finite element modeling of C4-C6 cervical spine unit // Med. Eng. Phys.–1996.–Vol.–18. – № 7.– PP.569-574. 8. *Nolan J.P.,Sherk H.H.* Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions //Spine. – 1991.– Vol.16. – № 8. – PP.861-869.

Поступила в редколлегию 28.01.08

УДК 539.3:612.76:616.001

Ю.В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, НТУ „ХПИ”

РАСЧЕТНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Запропонована комплексна технологія розрахунково-експериментальних досліджень є подальшим розвитком методів дослідження елементів механічних і біомеханічних систем. Викладена методика і результати розв'язання актуальної і важливої задачі розрахунково-експериментального дослідження сегментів хребта з ендопротезами і окремих зразків ендопротезів.

Offered complex technology of computational and experimental researches is subsequent development of methods of research of elements of the mechanical and biomechanical systems. A method and results of solution of actual and important task of computational and experimental research of spine segments with endoprosthesis and separate samples of endoprosthesis are expounded.

Введение. Предложенная в работах [1-10] методика расчетно-экспериментального исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) элементов биомеханических систем предоставляет достаточно большие возможности с точки зрения оценки достоверности получаемых результатов, а