

В данной работе предлагаются результаты исследования геометрических моделей, описывающих шейный отдел позвоночника человека с применением различных методик лечения: спондилодез и ортезирование. В ходе исследования рассматривались различные конструкции ортезов. По итогам исследований были получены поля эквивалентных напряжений и проведено сравнений максимальных значений эквивалентных напряжений для компонент шейного сегмента $C_N - C_V$ среди всех моделей.

Ключевые слова: шейный отдел позвоночника, ортез, имплантат, цервикальная пластина, напряженно-деформированное состояние, полные перемещения

Введение. Патологические заболевания и травмы являются одними из наиболее часто встречающихся заболеваний шейного отдела позвоночника (ШОП). Число заболеваний элементов позвоночника у человека очень велико, и каждый случай носит индивидуальный характер, соответствующий тому или иному виду патологического заболевания или травмы. Большинство проблем в шейном отделе позвоночника вызваны дегенеративно-дистрофическими изменениями в межпозвоночных дисках и суставах. Все остальные изменения являются следствиями травм элементов шейного сегмента. В медицинской практике лечения патологических заболеваний или травм шейного отдела позвоночника применяют несколько методик, например: спондилодез – оперативное вмешательство, направленное на сращение смежных позвонков с помощью установленного между ними трансплантата, в связке с ортезированием – внешняя иммобилизация шейного отдела позвоночника с помощью специального технического средства – ортеза.

В настоящее время применение инженерии в вертебрологии позволяет понять фундаментальную природу нестабильности позвоночника человека при различных патологических заболеваниях или травмах. В результате создание компьютерных моделей, описывающих шейный отдел позвоночника с внутренними и внешними конструкциями, и исследования данных моделей позволят обосновать и рассчитать методы лечения патологических заболеваний или травм, что обуславливает актуальность исследований.

Таким образом, исследования в данном направлении еще долго останутся актуальными, так как данная актуальность обусловлена тем, что развитие материалов и технологий производства конструкций протезов, имплантатов, ортезов и других медицинских специальных технических средств, а также совмещение различных методик лечения требует исследований в подтверждение или опровержения данного совмещения. В литературе, посвященной данной области исследований, практически не встречаются исследования, посвященные исследованию биомеханических систем, описывающие различные методики лечения. В основном в публикациях представлены результаты исследования в узкой области конкретных элементов шейного отдела позвоночника [1-7], однако в литературе встречаются результаты исследований моделей, описывающих весь шейный отдел позвоночника или некоторый сегмент, но данные исследования посвящены динамическим задачам [8-10]. Таким образом, из рассмотрения публикаций можно заключить следующее: нет полной параметрической модели, описывающей ШОП с внутренними и внешними конструкциями, а также модели, которая учитывала бы множество факторов, определяющих напряженно-деформированное состояние ШОП. Соответственно, актуальной задачей является развитие уже существующих параметрических моделей.

Цель работы – создание математических и численных моделей для исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) шейного отдела позвоночника с внешней и внутренней конструкциями.

УДК. 539.3:612.76:616.001

О.В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, м.н.с. каф. ТММиСАПР НТУ „ХПИ”;
Н.А. ТКАЧУК, д.т.н., проф., зав. каф. ТММиСАПР НТУ „ХПИ”;
И.Б. ТИМЧЕНКО, с.н.с. лаб. ортезирования и биоматериалов Ин-та патологии позвоночника и суставов им. проф. Ситенко АМН Украины;
А.А. ДЫННИК, к.м.н. лаб. ортезирования и биоматериалов Ин-та патологии позвоночника и суставов им. проф. Ситенко АМН Украины, Харьков;
А.В. ПОГОРЕЛАЯ, м.н. с.лаб. ортезирования и биоматериалов Ин-та патологии позвоночника и суставов им. проф. Ситенко АМН Украины, Харьков

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ И ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ РАЗЛИЧНЫХ КОНСТРУКЦИЙ ОРТЕЗОВ ПРИ СПОНДИЛОДЕЗЕ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

© О.В. Веретельник, Н.А. Ткачук, И.Б. Тимченко,
А.А. Дынник, А.В. Погорелая, 2014

Материалы и методы. Модель, описывающая ШОП, включала в себя первые 10 позвонков. В данной работе исследованы различные конструкции ортезов: два ортеза, разработанных в ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», а также известная конструкция ортеза Philadelphia Cervical Collar и еще один ортез воротничкового типа (конструкции 1, 2, 3 и 4 соответственно) [11].

Ортезы 1-й – 3-й конструкций выполнены из пенополиэтилена, 4-й – из поролон. Однако в 1-й и 2-й конструкциях пенополиэтиленовых ортезов имеются небольшие отличия: в конструкции 1 имеются боковые отверстия для вентиляции и доступа к горлу, а также с фронтальной стороны имеется усиление в виде пластины, изготовленной из винилпласта, во 2-й боковые окна закрыты на половину толщины ортеза. 3-я конструкция ортеза имеет существенные отличия от первых двух: 3-я конструкция имеет две накладки, одна – с фронтальной стороны, вторая – с затылочной стороны. Обе накладки являются усилениями, которые не дают развиваться наклону головы в сагиттальной плоскости. Во фронтальной накладке имеется центральное отверстие для быстрого доступа к горлу и трахее. Поролоновый ортез (4-я конструкция) имеет цельную конструкцию.

В процессе моделирования были сделаны упрощения некоторых элементов в конструкциях ортезов. Так, в ортезах 1-й – 3-й конструкций были упразднены текстильные застежки, так как они имели только практическую составляющую при использовании самих ортезов. В модели 3-й конструкции была промоделирована текстильная застежка в виде ленты, так как она окольцовывает весь ортез по всему периметру и усиливает всю конструкцию в целом. Также в модели зарубежного ортеза разделение на две составляющие были заменены одной целой, но с центральной вертикальной полосой в зоне стыка, выполненной из низкомолекулярного материала.

Ранее в публикациях представлены результаты исследований, в которых были рассмотрены модели ортезов, описывающих 1-ю, 3-ю и 4-ю конструкции, однако данные модели описывали интактное состояние шейного отдела позвоночника. Наряду с этим были проведены исследования модели, описывающей ортез 1-й конструкции с применением внутренних конструкций (моделируя оперативное лечение спондилодез).

Геометрические модели, описывающие шейный сегмент $C_I - C_{VII}$, опоры и опоры с шейным отделом позвоночника, а также полные геометрические модели (с симметрией в сагиттальной плоскости) представлены на рис. 1-4. На рис. 5 представлены трехмер-

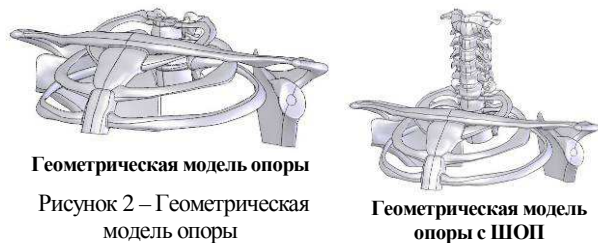


Рисунок 2 – Геометрическая модель опоры

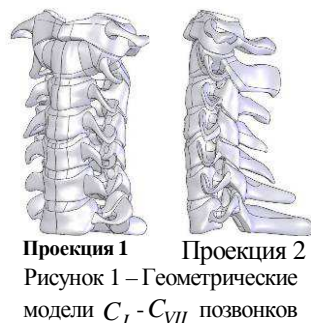


Рисунок 1 – Геометрические модели $C_I - C_{VII}$ позвонков

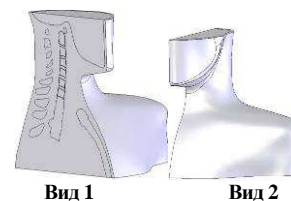


Рисунок 3 – Полная геометрическая модель без ортеза

ные геометрические модели четырех конструкций ортезов, соответственно.

Как было сказано выше, в данной работе рассматриваются модели, включающие как внешние (ортезы), так и внутренние (имплантат и цервикальная пластина) конструкции. Внутренние конструкции для всех моделей были одинаковы, а также одинаково их позиционирование в шейном сегменте, различия имелись только во внешних конструкциях. Внутренний имплантат представляет собой вертикальный сетчатый цилиндрический имплантат (ВСЦИ), выполненный из титана и заполненный внутри наполнителем – корундом. При моделировании шейного отдела позвоночника было предложено устанавливать ВСЦИ вместо C_V позвонка при частичном его удалении, также были частично удалены межпозвонковые диски D_{IV-V} и D_{V-IV} таким образом, чтобы внутренний имплантат устанавливался между C_{IV} и C_{VI} позвонками. Цервикальная пластина крепится к смежным позвонкам саморезами, примыкающим к ВСЦИ, одним саморезом к телу позвонка C_{IV} (в работе будет введено обозначение «саморез №1»), а вторым к C_{VI} позвонку («саморез №2»).

При моделировании шейного отдела позвоночника было предложено устанавливать ВСЦИ вместо C_V позвонка при частичном его удалении, также были частично удалены межпозвонковые диски D_{IV-V} и D_{V-IV} таким образом, чтобы внутренний имплантат устанавливался между C_{IV} и C_{VI} позвонками. Цервикальная пластина крепится к смежным позвонкам саморезами, примыкающим к ВСЦИ, одним саморезом к телу позвонка C_{IV} (в работе будет введено обозначение «саморез №1»), а вторым к C_{VI} позвонку («саморез №2»).

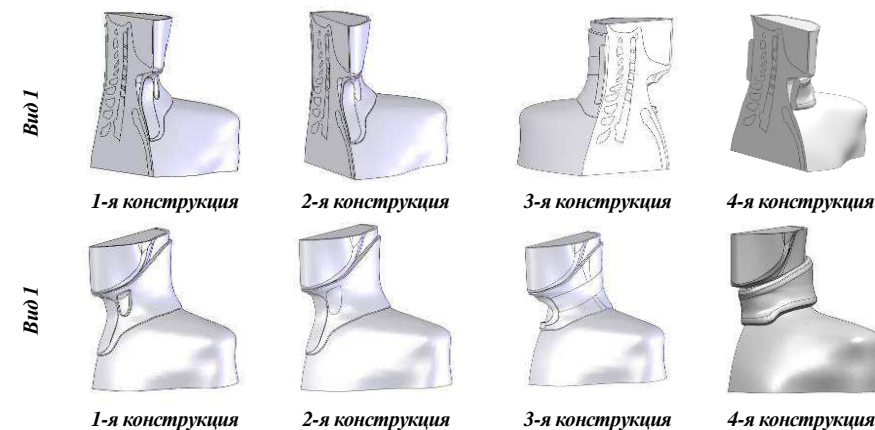


Рисунок 4 – Полные геометрические модели с ортезами

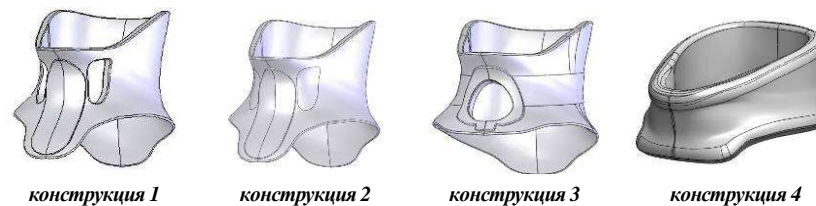


Рисунок 5 – Построенные геометрические модели ортезов



Рисунок 6 – Имплантат



ВСЦИ с наполнителем



Поперечное сечение цервикальной пластины



Рисунок 7 – Геометрическая модель имплантата и сечение с размерами цервикальной пластины

Внешний вид конструкции и геометрической модели (а также поперечное сечение с размерами внешнего диаметра титановой сетчатой клетки – 10 мм, и с внешним диаметром наполнителя – 9 мм, который же является и внутренним диаметром клетки, общая высота имплантата составляет 23 мм) сетчатого имплантата и цервикальной пластины представлены на рис. 6, 7.

На рис. 8 приведен сегмент позвоночника $C_{IV} - C_{VI}$ с ВСЦИ и цервикальной пластиной. Геометрическая модель строилась в пакете SolidWorks [12], предназначенном для автоматического построения компьютерной трехмерной модели. За основу были взяты снимки компьютерной томографии реального человека, без патологии и травм. На их базе были построены трехмерные модели, которые детально описывают строение элементов ШОП [13]. Далее геометрическая модель была экспортирована в пакет ANSYS Workbench [14] (который является универсальным программным комплексом для конечно-элементного анализа), в котором были построены уже конечно-элементные модели (КЭМ), с назначением соответствующих физико-механических свойств материалов, с приложением нагрузки и закрепления, а также определена симметрия в сагиттальной плоскости.

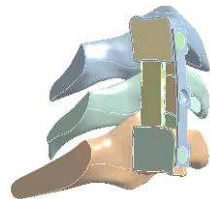


Рисунок 8 – Шейный сегмент позвоночника $C_{IV} - C_{VI}$ с ВСЦИ и ЦП

Используемые программные комплексы являются составной частью программного - аппаратного комплекса, который создан в НТУ «ХПИ» в центре компьютерного моделирования сложных и сверхсложных систем «ТЕНЗОР». Его ресурсы были задействованы в ходе проведения совместных исследований на основе договора о сотрудничестве между ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины» и НТУ «ХПИ».

Исследование шейного отдела позвоночника с различными конструкциями ортеза при спондилодезе. В основу геометрической модели была положена интактная модель (без заболеваний, сопровождающихся геометрическими изменениями в форме и структуре; без патологий и разрушений) шейного отдела позвоночника, описывающая первые семь позвонков, межпозвонковые диски и хрящи, часть предплечья и верхнюю часть лопатки, ребра, элементы «голова» и «шея» (см. рис. 1, 2).

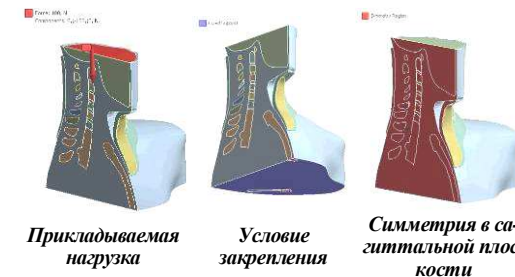
В табл. 1 приведены физико-механические характеристики элементов биомеханической системы (E – модуль Юнга, МПа; ν – коэффициент Пуассона). При этом нужно заметить, что свойства материалов человеческих тканей имеют значительный диапазон разброса в зависимости от пола, возраста, индивидуальных особенностей и т.д. [15-23].

Таблица 1 – Физико-механические характеристики материалов

Материал	E	ν
Кортикальная кость	10 000	0,3
Губчатая кость	450	0,2
Суставной Диск	10,6	0,49
Мягкие ткани	4,2	0,45
Пенополиэтилен	10	0,45
Корунд	12	0,45
Корунд	372 000	0,3
Титан	102 000	0,3
Поролон	0,177	0,33
Винипласт	40	0,45

Нагружение для всех моделей было одинаковым, т.е. осуществлялось путем приложения силы к верхней поверхности элемента «головы», величиной 100 Н (приложенная сила, равная 100 Н, соответствует 10 кг – весу головы, действующей на позвонки шейного отдела). Сила прикладывалась как распределенная по поверхности, моделируя тем самым объем головы и его неравномерное действие на позвонки шейного отдела. Схема нагружения, закрепления и симметрия (симметрия в сагиттальной плоскости) модели представлены на рис. 9 [18-26].

Внешний вид КЭМ с различными конструкциями ортезов представлены в двух проекциях на рис. 10. При этом модели насчитывали по 1,5 млн. конечных элементов разных типов. В каждом из исследований под КЭМ ШОП понимался тот ее вариант, который соответствует исследованному случаю. В силу параметричности, заложенной в созданное множество моделей, такая перестройка осуществляется в



Прикладываемая нагрузка, Условие закрепления, Симметрия в сагиттальной плоскости

Рисунок 9 – Схема нагружения, закрепления и симметрия модели

автоматизированном режиме путем изменения соответствующего параметра. Таким образом, существует общая структура модели ШОП (включая все случаи ортезирования и имплантирования), а также конкретные ее реализации при том или ином наборе варьируемых параметров.

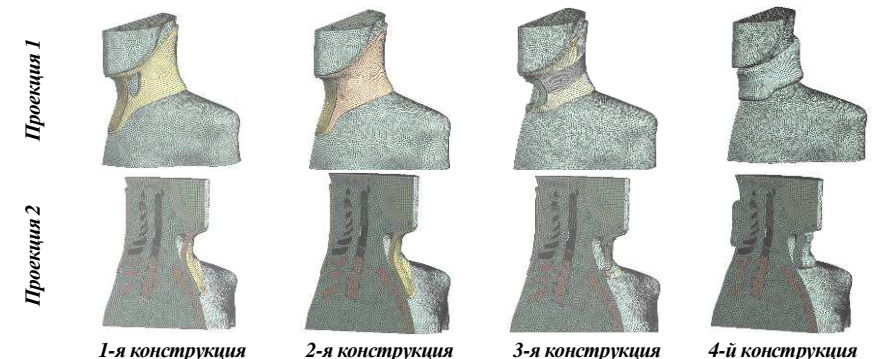


Рисунок 10 – КЭМ с различными конструкциями ортеза

Результаты численных исследований.

По итогам проведения численных исследований определялись максимальные эквивалентные напряжения по Mises и полные перемещения, которые характеризуют НДС шейного отдела позвоночника с внешними и внутренними конструкциями. Искомые величины определялись в кортикальной и губчатой костях, межпозвонковых дисках и хрящах позвоночного сегмента $C_{IV} - C_{VI}$ позвонков, а также для цервикальной пластины и крепежных саморезов, ортезов. Помимо определяемых компонент, описывающих НДС для элементов шейного сегмента $C_{IV} - C_{VI}$, как было сказано выше, определялись полные перемещения для элемента модели, описывающего часть головы и цервикальной пластины. Для всех расчетных схем проводились сравнения полученных результатов. Также полученные результаты были сравнены с моделью, описывающую шейный отдел позвоночника без ортеза.

На рис. 11-17 представлены диаграммы с максимальными эквивалентными напряжениями по Мизесу (Па) в губчатых и кортикальных костях для $C_{IV} - C_{VI}$ позвонков ШОП, межпозвонковых дисках и хрящах, во внутренних имплантатах, в цервикальных пластинах и ортезах, соответственно. На рис. 18, 19 изображены диаграммы с полными перемещениями (м) в цервикальных пластинах, ортезах и элементе "голова", соответственно.

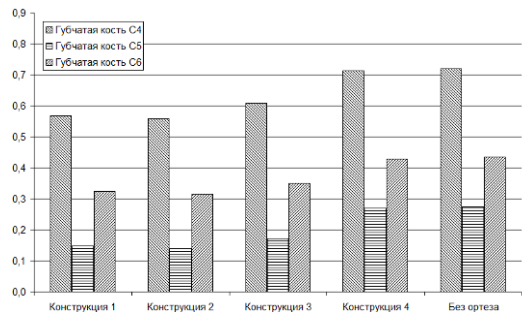


Рисунок 11– Максимальные эквивалентные напряжения по Мизес в губчатых костях $C_{IV} - C_{VI}$ позвонков

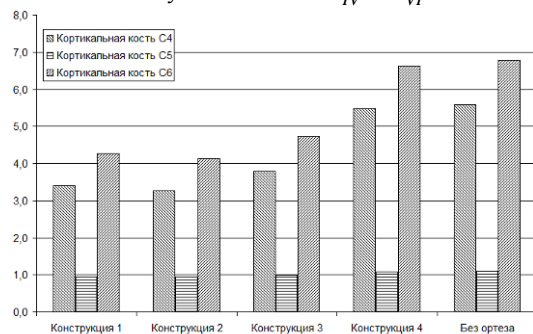


Рисунок 12– Максимальные эквивалентные напряжения по von-Mises в кортикальных костях $C_{IV} - C_{VI}$ позвонков

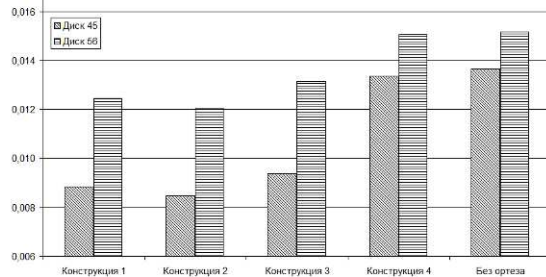


Рисунок 13– Максимальные эквивалентные напряжения по Мизес в межпозвонковых дисках

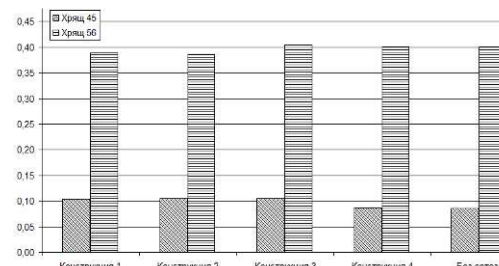


Рисунок 14– Максимальные эквивалентные напряжения по Мизес в межпозвонковых хрящах

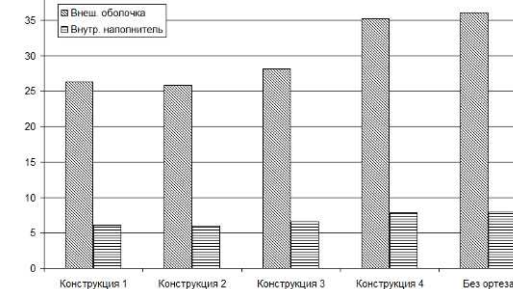


Рисунок 15– Максимальные эквивалентные напряжения по Мизес во внутренних имплантатах

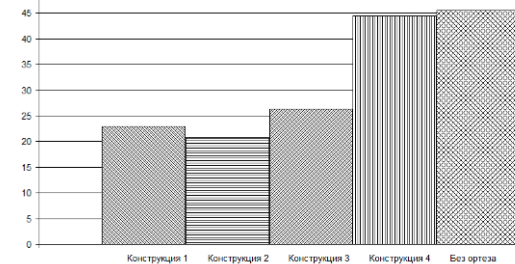


Рисунок 16– Максимальные эквивалентные напряжения по von-Mises в цервикальных пластинах

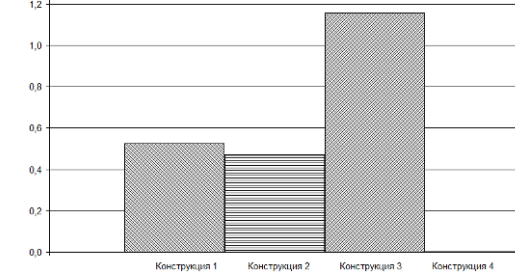


Рисунок 17– Максимальные эквивалентные напряжения по Мизес в ортезах

На рис. 20-25 представлены поля распределения эквивалентных напряжений по Mises (в Па) для шейного позвоночного сегмента $C_{IV} - C_{VI}$, включающего кортикальную и губчатую кости, межпозвонковые диски и хрящи, а также внутренние конструкции: ВСЦИ и цервикальную пластину, с крепежными саморезами, для всех схем исследования.

Выводы. Из анализа полученных результатов, характеризующих НДС шейного сегмента позвоночника $C_{IV} - C_{VI}$, можно сделать следующие выводы:

1) из анализа полученных численных показателей, описывающих НДС, соответствующих максимальным эквивалентным напряжениям, определенным для элементов шейного сегмента и внешних и внутренних конструкций модели, можно выстроить в следующем порядке: от наименьших к наибольшему: конструкция № 2, конструкция № 1, конструкция № 3, конструкция № 4, без ортеза;

2) аналогичная картина, описывающей максимальные эквивалентные напряжения, складывается также картина при рассмотрении численных показателей, описывающих полные перемещения для элемента "голова" и ортеза.

Таким образом, применение ортеза существенно снижает напряжения (за

некоторым исключением, применение ортеза конструкции 4 не существенно снижает напряжения, а для некоторых элементов шейного отдела позвоночника ортез вообще не оказывает никакого влияния) и стабилизирует ШОП. При этом из рассмотрения результатов исследования НДС шейного отдела позвоночника с различными конструкциями ортезов видно, что конструкция 2-го ортеза (разработанного в ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины») является наиболее целесообразной для применения.

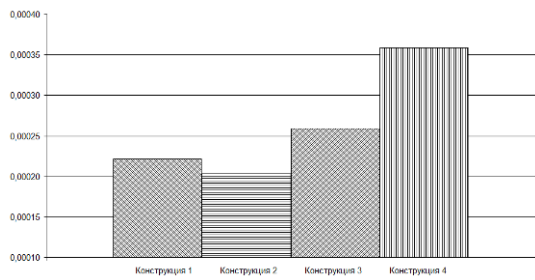


Рисунок 18 – Полные перемещения в ортезах

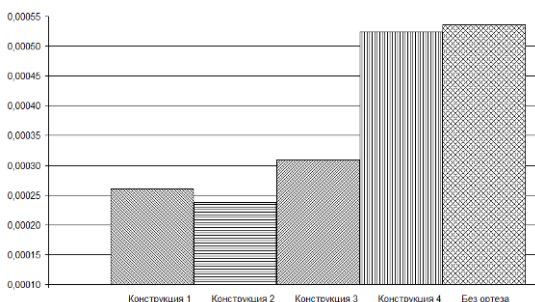


Рисунок 19 – Полные перемещения элемента "голова"

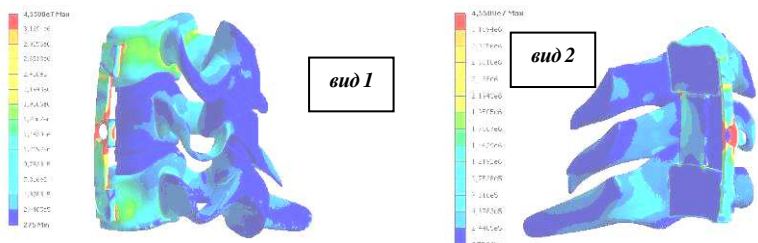


Рисунок 20 – Распределение напряжений по Mises в исследуемой геометрической модели сегмента $C_{IV} - C_{VI}$ без ортеза

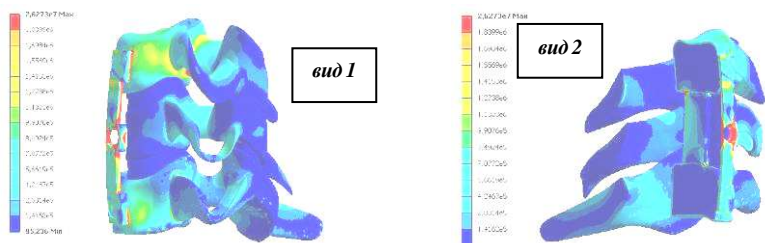


Рисунок 21 – Распределение напряжений по Mises в исследуемой геометрической модели сегмента $C_{IV} - C_{VI}$ с ортезом 1-й конструкции

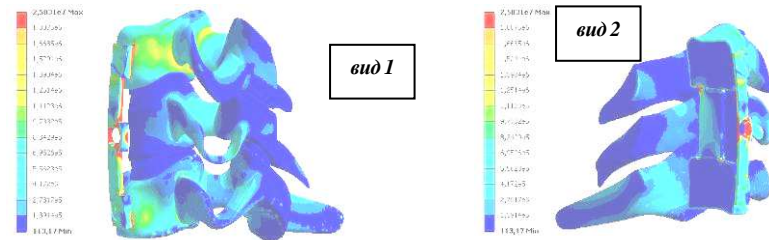


Рисунок 22 – Распределение напряжений по Mises в исследуемой геометрической модели сегмента $C_{IV} - C_{VI}$ с ортезом 2-й конструкции

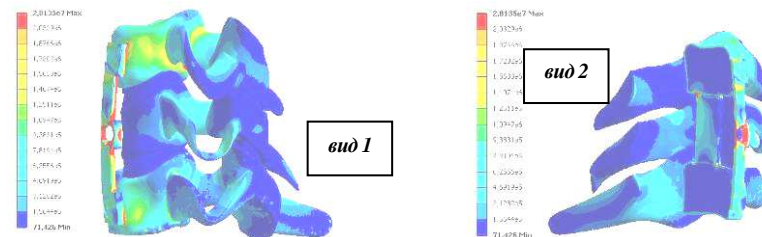


Рисунок 23 – Распределение напряжений по von-Mises в исследуемой геометрической модели сегмента $C_{IV} - C_{VI}$ с ортезом 3-й конструкции

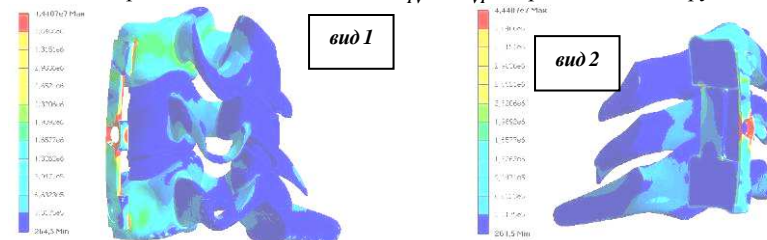


Рисунок 24 – Распределение напряжений по von-Mises в исследуемой геометрической модели сегмента $C_{IV} - C_{VI}$ с ортезом 4-й конструкции

При этом ортез 1-й конструкции также может быть использован, так как полученные числовые показатели близки показателям, полученным из модели, описывающей 2-й конструкцию ортеза. Также еще одним немаловажным фактором является то, что оба ортеза (2-й и 1-й конструкций) изготавливаются для каждого пациента и являются индивидуальными, в отличие от двух других, которые являются универсальными, и максимально точно описывают анатомическое строение пациента, тем самым повышая комфорт при применении.

Список литературы. 1. N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo, F. A. Pintar Finite Element Model of the Human Lower Cervical Spine: Parametric Analysis of the C4-C6 Unit // J Biomech Eng 119(1), 87-92 (Feb 01, 1997). 2. In Seok Han, Young Eun Kim, Sunghwan Jung Finite element modeling of the human cervical spinal column: Role of the uncoversbral joint // Journal of Mechanical Science and Technology 26 (6) (2012) 1857-1864. 3. Srirangam Kumaresan, Narayan Yoganandan, Frank A. Pintar Dennis J. Maiman a, Vijay K. Goel Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation // Journal of Orthopaedic Research 19 (2001) 977 - 984. 4. Gandhi, Anup Anil. Biomechanical analysis of the cervical spine following total disc arthroplasty : an experimental and finite element investigation. dissertation, University of Iowa, 2012. No. of pages: 108. 5. E. Comellas,

S. Oller, J.M. Poblete, J. Berenguer, A. Prats-Galino Numerical modelling of a cervical spine discectomy // *Mecánica Computacional* Vol XXXI, págs. 3811-3826. **6.** H.W. Ng, E.C. Teo, V.S. Lee Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4–C6 under compression, anterior and posterior shear // *Journal of Biomechanics* 37 (2004) 771–777. **7.** Kim-Kheng Lee, Tian-Xia, Qiu, Ee-Chon Teo 3-D Finite element modeling of lumbar spine (L2/L3) using digitizer // *International Journal of Information Technology* Vol. 8, No. 2 September 2002 p.-9. **8.** Shu-Wen Zhou, Li-Xin Guo, Si-Qi Zhang, Chuan-Yin Tang Study on Cervical Spine Injuries in Vehicle Side Impact // *The Open Mechanical Engineering Journal*, 2010, 4, 29-35. **9.** Sun J., Bertrand P., Kraenzler R., Arnoux P.J. Spine virtual traumas under multiple impact situations // *Mecánica Computacional* Vol XXXI, págs. 3811-3826. **10.** M. Haghpanahi, N. Toosizadeh Generating Finite Element Model of the Cervical Spine, Investigating the Role of the Muscle Forces in flexion/extension // 1st WSEAS International Conference on biomedical electronics and biomedical informatics (BEBI 08) Rhodes, Greece, August 20-22, 2008. **11.** Веретельник О.В., Барьши А.Е., Тимченко И.Б., Дынный А.А., Погорелая А.В. Анализ напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника с использованием трех различных конструкций ортезов // *Вісник НТУ „ХПІ“*. Тем. вип.: Машинознавство та САПР. – Харков: НТУ "ХПІ", 2013. – №23. – С. 38-43. **12.** Solidworks - <http://www.solidworks.com/> **13.** Веретельник О.В. Исследование различных конструкций ортезов при ортезировании шейного отдела позвоночника // *Вісник НТУ „ХПІ“*. Тем. вип.: Машинознавство та САПР. – Харков: НТУ "ХПІ", 2009. – №12. – С.18-24. **14.** ANSYS Workbench - <http://www.ansys.com/Products/Workflow+Technology/ANSYS+Workbench+Platform>. **15.** Барьши А.Е. Конечнo-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов $C_{IV} - C_{VI}$ // «Ортопедия, травматология и протезирование». – 2005. – №1. – С. 41–49. **16.** 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. –P.955–961. **17.** Веретельник Ю.В., Веретельник О.В., Тимченко И.Б., Дынный А.А., Соснина Ю.К. К вопросу о построении параметрических моделей шейного отдела позвоночника. // *Вестник НТУ „ХПІ“* Тем. вип.: «Машиноведение и САПР». – Харков: НТУ "ХПІ", 2007. – № 29. – С.16-20. **18.** Nolan J.P., Sherk H.H. Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical // *Spine*.–1988.– Vol.13. – P. 9-11. **19.** Panjabi M.M., Durenceau J., Goel V., et.al. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions // *Spine*.–1991.– Vol.16, №8. – P. 861-869. **20.** Веретельник О.В. Моделирование напряжений в шейном отделе позвоночника с ортезом // *Вестник НТУ „ХПІ“* Тем. вип.: «Машиноведение и САПР». – Харков: НТУ "ХПІ", – 2008. – № 9. – С. 22-29. **21.** Веретельник О.В. Обзор конструктивных схем и решений по моделированию ШОП и ортезов // *Вестник НТУ „ХПІ“* Тем. вип.: «Машиноведение и САПР» – 2008. – № 42. – С. 3-8. **22.** Heitplatz P., Hartle S.L. and Gentle C.R. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4-C7 spine unit // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* - 2, – 1998 Gordon and Breach Science, UK, p387-394. **23.** Веретельник О.В. Моделирование реакций на силовое воздействие элемента шейного отдела позвоночника. // *Вестник НТУ „ХПІ“* Тем. вип.: «Машиноведение и САПР» – 2008. – № 2. – С. 14-26. **24.** Работнов Ю.Н. Механика деформируемого твердого тела. — М.: Наука, 1988. — 712 с. **25.** Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике / Зенкевич О. — М.: Мир, 1975.- 541с. **26.** Zienkiewicz O.C. The Finite Element Method. Vol. 1: Basic Formulation and Linear Problems / Zienkiewicz O.C., Taylor R.L. Mc Graw-Hill, London, 1989. No. of pages: 648.

Надійшла до редакції 16. 04.2014

УДК 539.3:612.76:616.001

Математическое и численное исследование различных конструкций ортезов при спондилодезе шейного отдела позвоночника / О.В. Веретельник, Н.А. Ткачук, И.Б. Тимченко, А.А. Дынный, А.В. Погорелая // *Вісник НТУ «ХПІ»*. Серія: Машинознавство та САПР. – Х. : НТУ «ХПІ», 2014. – № 29 (1072). – С. 29-37. – Бібліогр.: 26 назв. ISSN 2079-0075.

У даній роботі пропонуються результати дослідження геометричних моделей які описують шийний відділ хребта людини із застосуванням різних методик лікування: спонділодез і ортезування. У ході дослідження розглядалися різні конструкції ортезів. За підсумками досліджень були отримані поля еквівалентних напружень і проведено порівнянь максимальних значень еквівалентних напружень для компонент шийного сегмента $C_{IV} - C_{VI}$ серед всіх моделей.

Ключові слова: шийний відділ хребта, ортез, імплантат, цервікальна пластина, напружено-деформований стан, повні переміщення

In this paper presents the results of the study of geometric models describing the human cervical spine using various treatment techniques: spondylodesis and orthotics. The study examined various design orthosis. According to the results of the field research were obtained equivalent stress and compared the maximum values of equivalent stress for the components of the cervical segment $C_{IV} - C_{VI}$ of all models.

Keywords: cervical spine, orthosis, implant, cervical plate, the stress-strain state, full displacement