

$$a_{wpz} = a_{w1} = a_{w2} = \dots = a_{wn} \cdot \quad (10)$$

Співвідношення чисел зубців повинно приблизно забезпечувати попередньо задані передаточні числа КП u_{KPi} :

$$\frac{z_{kpz}}{z_{wpz}} \cdot \frac{z_{ki}}{z_{wi}} = u_{pz} u_i \approx u_{KPi} \cdot \quad (11)$$

Числа зубців усіх коліс повинні лежати у діапазоні

$$z_{\min} \leq z_j \leq z_{\max} \cdot \quad (12)$$

Передаточні числа усіх зачеплень не повинні перевищувати величин

$$u_{pz} = \frac{z_{kpz}}{z_{wpz}} \leq u_{pz \max}; \quad u_i = \frac{z_{ki}}{z_{wi}} \leq u_{i \max} \cdot \quad (13)$$

Кути нахилу зубців в усіх зачепленнях повинні знаходитись у діапазоні

$$\beta_{\min} \leq \beta_{pz} \leq \beta_{\max}, \quad \beta_{\min} \leq \beta_i \leq \beta_{\max} \cdot \quad (14)$$

Мінімальна величина міжосьової відстані обмежується з умови контактної міцності [5]:

$$a_{wpz} \geq K_a \left(\frac{z_{kpz}}{z_{wpz}} + 1 \right) \sqrt[3]{\frac{T_{шHPz} K_{H\beta pz}}{z_{kpz} \Psi_{bapz} \sigma_{HPz}^2}}; \quad (15)$$

$$a_{wi} \geq K_a \left(\frac{z_{ki}}{z_{wi}} + 1 \right) \sqrt[3]{\frac{T_{шHi} K_{H\beta i}}{z_{ki} \Psi_{bai} \sigma_{HPi}^2}} \cdot$$

Мінімальні значення модулів зачеплень обмежуються з умови згинної міцності зубців [5]:

$$m_{pz} \geq K_{ma} \left(\frac{z_{kpz}}{z_{wpz}} + 1 \right) \frac{T_{шFpz} Y_{Fpz}}{\left(\frac{m_{pz} (z_{wpz} + z_{kpz})}{2 \cos \beta_{pz}} \right)^2 \Psi_{bapz} \sigma_{FPpz}}; \quad (16)$$

$$m_i \geq K_{ma} \left(\frac{z_{ki}}{z_{wi}} + 1 \right) \frac{T_{шFi} Y_{Fi}}{\left(\frac{m_i (z_{wi} + z_{ki})}{2 \cos \beta_i} \right)^2 \Psi_{bai} \sigma_{Fpi}} \cdot \quad (17)$$

Більш докладніше обмеження на змінні проектування були розглянуті у статті [6].

Висновки

1. Оптимізація коробок передач дозволяє поліпшити їх масові та габаритні характеристики.

2. Надані математичні моделі оптимізації тривальних КП з переліком змінних проектування.

Список літератури: 1. Расчет и проектирование зубчатых редукторов: Справочник / В.Н. Кудрявцев, И.С. Кузьмин, А.Л. Филипенков; Под общ. ред. В.Н. Кудрявцева. – СПб.: Политехника, 1993. – 448 с. 2. Реклейтис Г., Рейвиндран А., Рэгсдел К. Оптимизация в технике: Пер. с англ. – М.: Мир 1986. – Т.1. – 349 с. 3. Иосилевич Г.Б. Детали машин. – М.: Машиностроение, 1988. – 368 с. 4. Лившиц Э.Г., Придухо В.Т. Оптимизация параметров редукторов при автоматизированном проектировании. – Минск, 1977. – 88 с. 5. ГОСТ 21354-87. Передачи зубчатые цилиндрические эвольвентные внешнего зацепления. Расчет на прочность. – Введен 01.01.1989. – М.: Изд-во стандартов, 1989. – 76 с. 6. Бондаренко А.В., Устиненко А.В. Оптимизация трехвалных коробок передач по критерию минимального межосевого расстояния // Вестник НТУ "ХПИ": Тем. вып. "Проблемы механического привода". – Харьков, 2008. – №28. – С.110-115.

Поступила в редколлегию 12.03.2009

УДК 539.3:612.76:616.001

О. В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, асп. каф. ТММиСАПР НТУ "ХПИ"

ИССЛЕДОВАНИЕ РАЗЛИЧНЫХ КОНСТРУКЦИЙ ОРТЕЗОВ ПРИ ОРТЕЗИРОВАНИИ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

Аналіз механічної поведінки шийного відділу хребта при ортезуванні все ще закликає до розгляду, незважаючи на велику кількість досліджень, які проводяться протягом минулих років. У роботі пропонується нові геометричні моделі шийного відділу хребта і різні конструкції ортезів. Скінчено-елементний метод разом з програмами САД використовувалися в дослідженнях ортезування. Аналізи напружень виконувалися для сегментів шийного відділу хребта і ортезів, що знаходяться в клінічному використанні.

The analysis of mechanical conduct of the cervical spine at with orthosis still calls to consideration, in spite of plenty of researches researches which are conducted during past years. This work conducts new geometrical models of the cervical spine and different constructions of orthoses. Finite element method together with the programs of CAD utilized in researches of orthosis. The analyses of tension were

executed for the segments of the cervical spine and orthoses, that is in the clinical use.

Введение. В различных областях деятельности достаточно широкое применение нашли элементы машин, механизмов, устройств и оборудования, состоящие из материалов с резко различающимися по механическим и физико-механическим характеристикам свойствами. Характерным примером могут служить различного типа протезы, эндопротезы, ортезы, механические компоненты которых изготовлены из материалов, свойства которых отличны от свойств биологических компонентов. При этом задача исследования напряженно-деформированного состояния таких систем обладает дополнительной спецификой, и прямое применение численных методов неэффективно.

Рассмотрим, в частности, ортезы шейного отдела позвоночника (ШОП). Заболевания и повреждения ШОП сопровождается разрушением его элементов, что приводит к нестабильности шейного отдела. В литературе хорошо описаны причины и характер различных травм ШОП.

Важное место в послеоперационном ведении больных с повреждениями шейного отдела позвоночника после реконструктивно-восстановительных операций занимает ортезирование. Ортезы – это функциональные приспособления, имеющие структурные и функциональные характеристики опорно-двигательного аппарата. К ним относятся различные лечебно-профилактические шины, воротники, тугоры, корсеты, бандажи, пояса, реклинаторы и т.д., предназначенные для обеспечения временной надежной иммобилизации отдельных сегментов опорно-двигательного аппарата, а также для компенсации функционально неполноценных конечностей и частей тела. В настоящее время в мире существует большая разновидность ортезов, например, такие как шины-воротники Шанца, тугоры, галоаппараты, бандажи и т.д. [1, 2].

В публикациях практически не встречаются исследования применения различных конструкций ортезов в послеоперационных фиксациях шейного отдела позвоночника. В данной работе проводится исследование различных конструкций ортезов, разработанных в Харьковском НИИ патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко.

Постановка задачи. В работе предлагается исследование шейного отдела позвоночника с различными конструкциями ортезов. С этой целью была создана конечно-элементная модель (КЭМ), основанная на компьютерно-томографических срезах реально существующих позвонков и физических свойствах мягкотканых элементов в позвоночно-двигательном сегменте



Рис. 1. Различные конструкции ортезов

(ПДС) соединяющих позвонков. С помощью КЭМ возможно исследование кинематики (движений в ПДС), кинетики (движений в результате приложения нагрузок) и распределения внутренних напряжений в ПДС при различных вариантах нагружения. Эта работа сконцентрирована на моделировании ШОП и трех различных форм ортеза, представленных на рис. 1, а также проведении ряда исследований.

Для геометрического моделирования ШОП необходимо промоделировать семь шейных позвонков, мышцы, связки, кровеносные магистрали, нервные стволы, дыхательные пути и т.д. Для простоты моделирования мышцы, связки, кровеносные магистрали и т.д. были промоделированы как единое целое, схематично была построена голова, так как в исследованиях интересует область контакта головы и ортеза. При моделировании было предположено, что ШОП симметричен в сагиттальной плоскости. На рис. 2, 3 представлены вся геометрия в сборке для трех конструкций ортезов и геометрии исследуемых моделей ШОП соответственно, на рис. 4 представлена геометрия шейного отдела без ортеза, на рис. 5 изображена геометрия опоры.

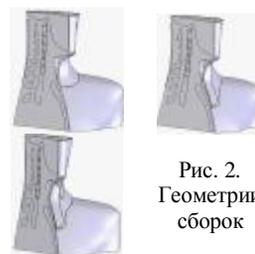


Рис. 2. Геометрия сборок



Рис. 3. Геометрия $C_1 - C_{VII}$ позвонков



Рис. 4. Геометрия модели без ортеза

На первом этапе строилась геометрическая модель с помощью CAD системы SolidWorks. Для построения $C_1 - C_{VII}$ были использованы компьютерно-томографические срезы шейных позвонков без признаков врожденных аномалий развития или деструктивного поражения.

На втором этапе геометрическая модель передавалась в программный комплекс ANSYS/WorkBench, в котором прово-

Таблица 1
Свойства материалов ШОП

Материал	E , МПа	ν
Кортикальная	10 000	0,3
Губчатая кость	450	0,2
Суставной	10,6	0,49
Диск	4,2	0,45

дились дальнейшие расчеты. Задавались физические характеристики материалов модели. Материалы считались однородными и изотропными. Модуль упругости E и коэффициент Пуассона ν различных материалов, используемых при расчетах, взяты из литературных первоисточников и приведены в табл. 1 [3-9]. При проведении исследований материалы считались однородными и изотропными.

Вся геометрическая модель



Рис. 6. КЭМ для 1 конструкции ортеза

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 приблизительно 1500000 элементов, представленных на рис. 6-8. 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 сагиттальной плоскости.

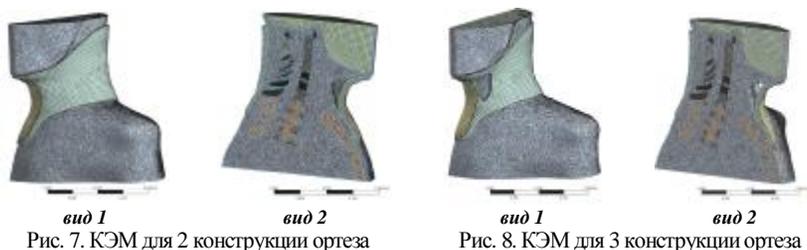


Рис. 7. КЭМ для 2 конструкции ортеза

Рис. 8. КЭМ для 3 конструкции ортеза

Схемы численных исследований. Были проведены численные исследования интересующих систем, которые состояли из четырех расчетов:

1. Расчет шейного отдела позвоночника без ортеза.
2. Расчет шейного отдела позвоночника с ортезом (изготовлен из пенополиэтилена), внешний вид которого представлен на рис. 9 (конструкция 1).

3. Расчет шейного отдела позвоночника с ортезом, внешний вид которого представлен на рис. 9 (конструкция 2). Ортез имеет измененную форму относительно первого варианта, к которому добавлена усиливающая пластина, изготовленная из винипласта.



Рис. 9. Восстановленные геометрии ортезов

4. Расчет шейного отдела позвоночника с ортезом, внешний вид которого представлен на рис. 9 (конструкция 3). Внешняя форма представляет собой форму как и во втором варианте, но только с добавлением боковых отверстий.

Результаты численных исследований. По результатам исследования определялись максимальные напряжения по von-Mises в межпозвоночных дисках для трабекулярной и кортикальной костей $C_{III} - C_V$ позвонков. Проводилось сравнение полученных результатов для всех расчетных схем. На рис. 10 представлены максимальные напряжения (Па) в межпозвоночных дисках $D_{II-III} - D_{VI-VII}$ для всех расчетов. На представленном рис. 11 изображены максимальные напряжения (Па) в трабекулярных костях для $C_{III} - C_V$ позвонков

шейного отдела позвоночника. На рис. 12 представлены максимальные напряжения (Па) в кортикальных костях для $C_{III} - C_V$ позвонков. На рис. 13 представлены максимальные напряжения (в Па) в ортезах для трех вариантов, и на рис. 14 представлены максимальные суммарные перемещения в ортезах (м).

На рис. 15 - 18 представлены поля распределений напряжений по von-Mises (Па) для шейного позвоночного сегмента $C_{III} - C_V$, включающего кортикальную и трабекулярную кости, межпозвоночные диски и хрящи для всех схем исследования.

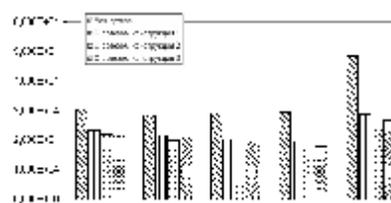


Рис. 10. Максимальные напряжения в межпозвоночных дисках

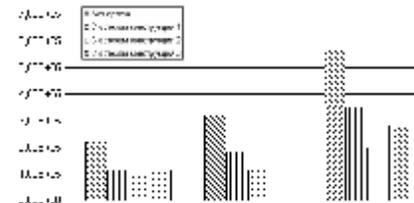


Рис. 11. Максимальные напряжения в трабекулярных костях

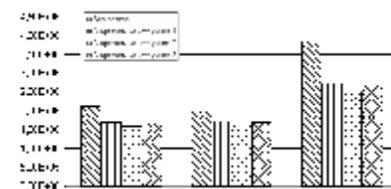


Рис. 12. Максимальные напряжения в кортикальных костях

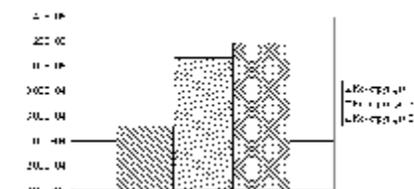


Рис. 13. Максимальные напряжения в ортезах

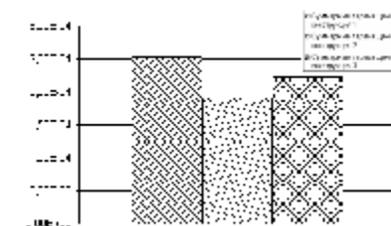


Рис. 14. Максимальные суммарные перемещения в ортезах

Анализ результатов численных исследований человеческого ШОП показал, что максимальные напряжения по von-Mises в межпозвоночных дисках составляют 0,03 МПа; в кортикальной кости равны 3,8 МПа, для трабекулярной кости – 0,5 МПа. Анализ уровня напряженности ШОП позволяет говорить о сопоставимости с данными в доступных публикациях [6]. Анализ напряжений, возникающих

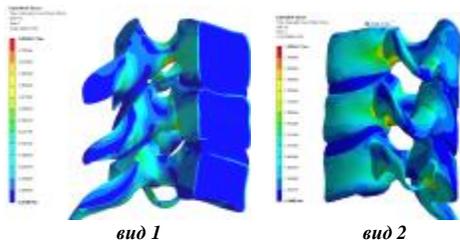


Рис. 15. Распределение напряжений по von-Mises в исследуемой геометрии без ортеза

1) разработанная КЭМ достаточно точно описывает геометрию шейного отдела позвоночника, включая адекватное геометрическое представление позвонков, межпозвоночных дисков, ортезов, мягких тканей и хрящей;

2) разработанная модель, включающая тканевые области и различные конструкции ортезов, является полностью параметризованной как по геометрии, так и по свойствам материалов;

3) конечно-элементная модель всей комплексной модели, включающей собственно ШОП, прилегающие ткани, элементы крепления и ортеза, а также нагрузки и закрепления, является варьруемой и управляемой.

Из анализа результатов численных исследований видно, что при использовании ортеза напряжения значительно снижаются в шейном отделе позвоночника как для кортикальной, так и для трабекулярной костей. Из анализа напряженного состояния ортезов видно, что наименьшие напряжения возникают при первом варианте ортеза, но при этом варианте наибольшие перемещения. Помимо снижения напряжений при ис-

пользовании ортопедического устройства значительным образом стабилизируются позвоночные сегменты, что способствует быстрейшему наращиванию костных тканей, что в свою очередь способствует быстрейшему выздоровлению пациентов.

Закключение. Разработанная модель шейного отдела позвоночника с ортезом обладает следующими свойствами, отличающими ее от ранее созданных:

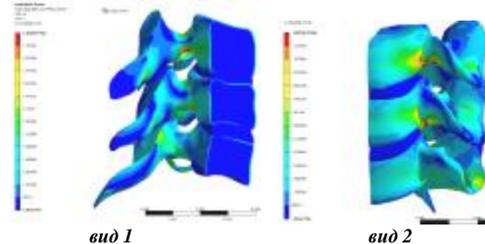


Рис. 16. Распределение напряжений по von-Mises в исследуемой геометрии с ортезом 1-й конструкции

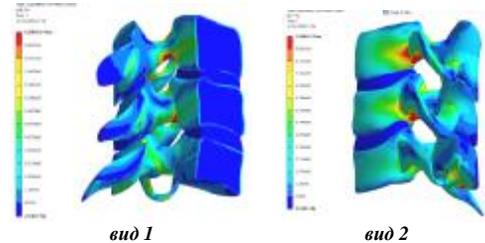


Рис. 17. Распределение напряжений по von-Mises в исследуемой геометрии с ортезом 2-й конструкции

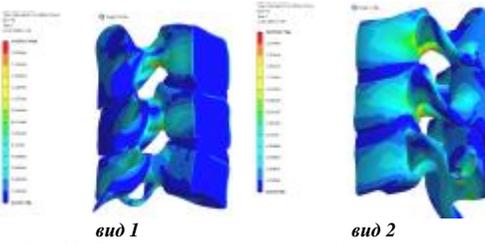


Рис. 18. Распределение напряжений по von-Mises в исследуемой геометрии с ортезом 3-й конструкции

пользовании ортопедического устройства значительным образом стабилизируются позвоночные сегменты, что способствует быстрейшему наращиванию костных тканей, что в свою очередь способствует быстрейшему выздоровлению пациентов.

Список литературы: 1. Веретельник О.В. Моделирование напряжений в шейном отделе позвоночника с ортезом // Вестник НТУ "ХПИ" Тем. вып.: "Машиноведение и САПР" – 2008. – № 9. – С.22-29. 2. Веретельник О.В. Обзор конструктивных схем и решений по моделированию ШОП и ортезов // Вестник НТУ "ХПИ" Тем. вып.: "Машиноведение и САПР" – 2008. – № 42. – С.3-8. 3. Heitplatz P., Hartle S.L., 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. – P.387-394. 4. Веретельник О.В. Моделирование реакций на силовое воздействие элемента шейного отдела позвоночника // Вестник НТУ "ХПИ" Тем. вып.: "Машиноведение и САПР" – 2008. – № 2. 5. Веретельник Ю.В., Веретельник О.В., Тимченко И.Б., Дыник А.А., Соснина Ю.К. К вопросу о построении параметрических моделей шейного отдела позвоночника. // Вестник НТУ "ХПИ" Тем. вып.: "Машиноведение и САПР" – 2007. – № 29. – С.16-20. 6. Барыш А.Е. Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов $C_{IV} - C_{VI}$ // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2005. – №1. – С.41-49. 7. 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. 8. Nolan J.P., Sherk H.H. Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical //Spine.– 1988.–Vol.13. –P.9-11. 9. 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.

Поступила в редакцию 21.09.08

УДК 539.3

Ю.В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, мл. науч. сотр. каф. ТММиСАПР,
Н.А. ТКАЧУК, д.т.н., зав. каф. ТММиСАПР,
Г.Д. ГРИЦЕНКО, к.т.н., проф. каф. ТММиСАПР

РАСЧЕТНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ СИНТЕЗ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫХ МОДЕЛЕЙ ТЕЛ С РЕГУЛЯРНОЙ СИСТЕМОЙ ВЫРЕЗОВ

У статті описана постановка задачі та розвиток розрахунково-експериментального методу дослідження тіл з регулярною системою вирізів. З урахуванням специфіки тіл та особливостей їхнього напружено-деформованого стану запропоновано новий, „парціальний”, критерій відповідності числових та експериментальних досліджуваних тіл.

In the paper the problem definition and development of the computational and experimental method of research of bodies with the regular system of cutouts. Taking into account the specific of bodies and features of their stressed and deformed state, new partial criterion of adequacy between the numerical and experimental researches of bodies is offered.

Введение. В современном машиностроении широкое применение находят машины, элементы которых представляют собой тела с большим количеством вырезов. Примерами таких тел являются, например, базовые плиты технологи-