

Список литературы: 1. Мельников А. П., Пасюк Г. И., Черепович А. В., Чепурной А. Д., Шумаков М.А. Производство крупных стальных отливок на ОАО „Азовмаш” // Литейное производство. – 2005. – №4. – С.31-33. 2. Немировский Р.Г. Автоматические линии литейного производства. – Киев-Донецк: Вища школа, 1981 – 59с. 3. Дитрих Я. Проектирование и конструирование: Системный подход. – М.: Мир, 1981. – 456 с. 4. Ткачук Н.А., Бруль С.Т., Малакей А.М., Грищенко Г.Д., Орлов Е.А. Структура специализированных интегрированных систем автоматизированного анализа и синтеза элементов транспортных средств специального назначения // Механика та машинобудування. – 2005. – № 1. – С. 184-194. 5. Капустин А. А., Ткачук К. А. Расчетно-экспериментальный метод исследования деформаций элементов механических систем // Вестник Харьковского государственного политехнического университета. – Харьков: ХГПУ, 1999. – Вып.53. – С.148-155. 6. Ткачук Н.А. Интенсивная схема экспериментальных исследований элементов технологических систем // Сб. научн. тр. „Динамика и прочность машин”. – Харьков: ХГПУ. – 1998. – Вып.56. – С.175-181. 7. Ткачук Н.А. Расчетно-экспериментальное исследование напряженно-деформированного состояния элементов сложных механических систем // Вестник НТУ „ХПИ”. Тем. вып.: „Динамика и прочность машин”. – Харьков: НТУ „ХПИ”. – 2002. – № 10. – С. 126-131.

Поступила в редколлегию 21.02.08

УДК 539.3:612.76:616.001

О. В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, аспирант каф. ТММиСАПР, НТУ “ХПИ”

МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ В ШЕЙНОМ ОТДЕЛЕ ПОЗВОНОЧНИКА С ОРТЕЗОМ

У роботі пропонується дослідження методом скінчених елементів механічної поведінки шийного відділу хребта з використанням програм САД і даних експериментальних досліджень елементів біомеханічних систем у ортезуванні. Виконано аналіз напружень для біомеханічних систем та ортеза, що знаходиться у клінічному використанні.

Research of mechanical behavior of the cervical spine is in-process offered a finite-element method, together with the programs of CAD and experimental information elements of the biomechanics systems in orthes' using. The analysis of tensions was executed for the biomechanical systems and orthes' that are in the clinical use.

Введение. Актуальность проблемы позвоночно-спинномозговых травм (ПСМТ) обусловлена большой их распространенностью, инвалидизацией и высокой смертностью пострадавших. В литературе имеются сообщения об отдельных видах повреждений. С увеличением скорости и мощности средств передвижения частота травмы спинного мозга возрастает. В Соединенных Штатах Америки ежегодно регистрируется 8-10тыс. случаев этого вида травмы [1], в Украине – 1,5-2 тыс. случаев позвоночно-спинномозговой травмы в год.

Проблема лечения осложненных повреждений шейного отдела позвоночника, которые относятся к категории наиболее тяжелых и сопровождаются достаточно высокой летальностью и стойкой утратой больными трудоспособности, является в настоящее время чрезвычайно актуальной, и рассматривать ее необходимо как в медицинском, так и в социальном аспекте. Согласно

современным статистическим данным в Украине среди всех травм опорно-двигательного аппарата переломы и перелома-вывихи позвонков встречаются приблизительно в 10% случаев. Травмы шейного отдела позвоночника составляют, по данным различных авторов, 20-50% по отношению к общему количеству всех его повреждений, нижнешейный отдел травмируется в 77,7% всех случаев травмирования шейного отдела. Наблюдения показывают, что повреждения в шейном отделе позвоночника чаще всего возникают на уровне $C_{III} - C_{VI}$ – позвонка [2].

Механизм травмы нижнешейного отдела позвоночника $C_{III} - C_{VII}$ обусловлен непрямым приложением травмирующих сил. В основном это сила движущейся вперед головы. В настоящее время большинство таких травм происходят у ныряльщиков, когда приложение травмирующих сил приводит к взрывным переломам вследствие внезапной аксиальной нагрузки в состоянии флексии или же вследствие дорожно-транспортных происшествий, они вызваны внезапной остановкой тела при продолжающемся движении головы вперед [3, 4].

Важное место в послеоперационном поведении больных с повреждениями шейного отдела позвоночника (ШОП) после реконструктивно-восстановительных операций занимает ортезирование, позволяя придать мобильность пострадавшему, что предупреждает развитие сердечно-сосудистых, трофических и других осложнений, особенно у лиц пожилого возраста. Все это способствует ранней реабилитации и сокращению сроков пребывания пациентов в стационаре [3, 4].

Постановка задачи. Данная работа является продолжением ряда публикации по исследованию поведения ШОП [5, 12]. В работе предлагается провести ряд численных исследований. С этой целью была построена 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 [5].

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 [6-8].

Вся геометрическая модель разбивалась на ко-

Таблица
Свойства материалов ШОП

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

нечные 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 около 250 тыс. элементов.

Нагружение осуществлялось путем приложения силы 100 Н к поверхности головы. Это согласно расчетам [9, 10] соответствует весу головы средне-статистического человека. На модель накладывались ограничения по перемещениям, опора жестко фиксировалась и добавлялась симметрия в сагиттальной плоскости.

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

- 1) Расчет с исходными данными материальных свойств (приведены в табл.).
- 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 (размерность пластины $20 \times 16 \times 1$ мм) 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. 1 [11].

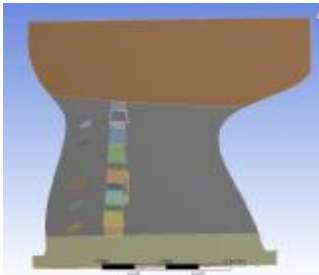
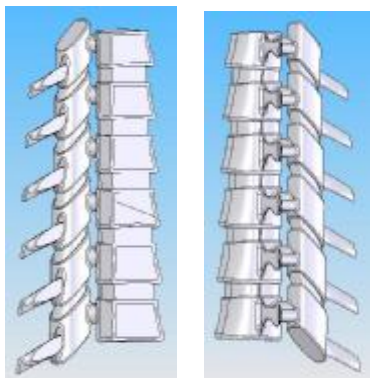


Рис. 1. Геометрическая модель с шейной пластиной

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 представлен на рис. 2.

6) Данный расчет проводился с использованием шейной пластины (размерность пластины $35 \times 16 \times 1$ мм), выполненная из титана пластина крепилась к C_{III} и C_V позвонкам. Исходная трабекулярная кость C_{IV} позвонка 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.

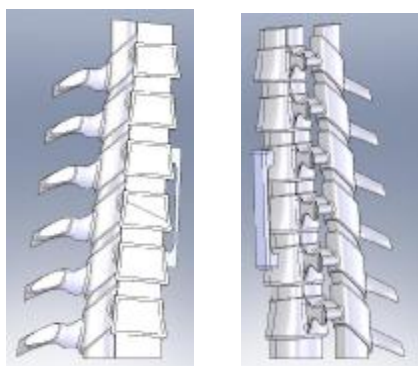
7) Данный расчет проводился с рассечением всего C_{IV} позвонка, как трабекулярной, так и кортикальной костей. Модули упругости обеих костей (кор-



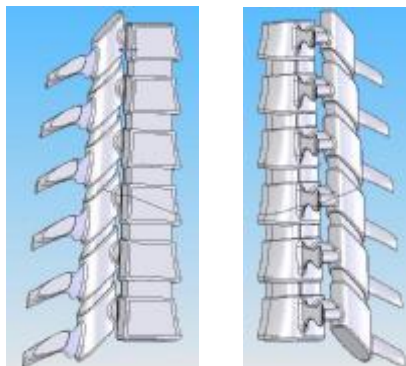
вид 1 вид 2
Рис. 2. Схема рассечения трабекулярной кости

тикальной 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 (размерность пластины $35 \times 16 \times 1$ мм) крепится на C_{III} и 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 [12].



вид 1 вид 2
Рис. 3. Геометрическая модель позвоночника с рассеченным позвонком



вид 1 вид 2
Рис. 4. Геометрическая модель позвоночника с рассеченным позвонком



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

Результаты исследований. По результатам исследования определялись максимальные напряжения по von-Mises для трабекулярной и кортикальной костей C_{III} , C_{IV} и C_V позвонков. Проводилось сравнение полученных результатов для расчетных схем: с ортезом и без него. На рис. 6 – 8 представлены максимальные напряжения (в кПа) по von-Mises для кортикальной кости C_{III} , C_{IV} и C_V позвонков для всех расчетов, с ортезом и без него. На рис. 9 – 11 изображены максимальные напряжения (в кПа) по von-Mises в трабекулярной кости C_{III} , C_{IV} и C_V позвон-

ков для всех расчетов, с ортезом и без него. Максимальные напряжения (в кПа) по von-Mises в пластинах для 4-го, 6-го и 8-го расчетов, соответственно, представлены на рис. 12. На рис. 13 представлены напряжения в ортезе для всех расчетов.

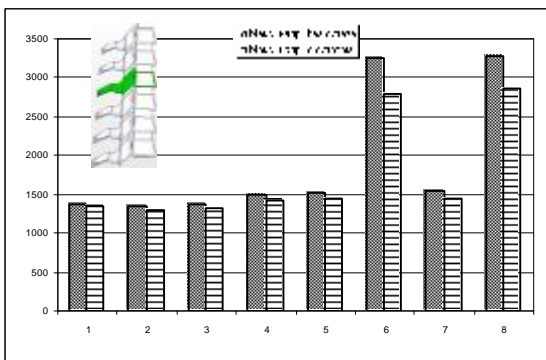


Рис. 6. Максимальные напряжения в кортикальной кости в 3-м позвонке для всех расчетов

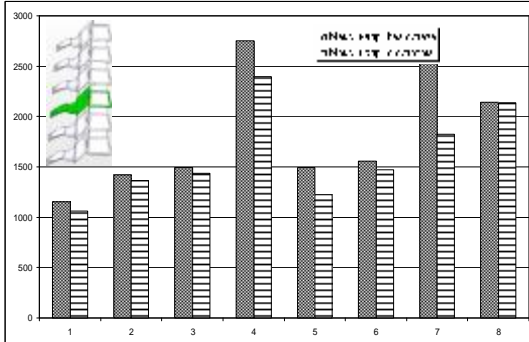


Рис. 7. Максимальные напряжения в кортикальной кости в 4-м позвонке для всех расчетов

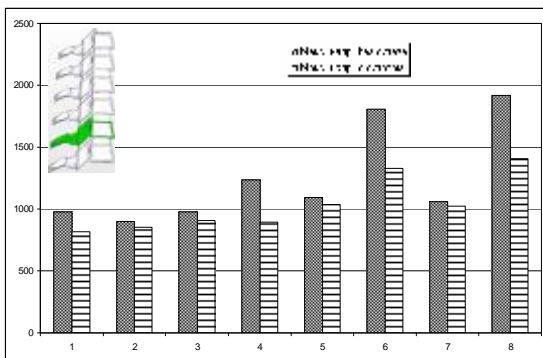


Рис. 8. Максимальные напряжения в кортикальной кости в 5-м позвонке для всех расчетов

Анализ результатов исследований человеческого ШОП показал, что максимальные напряжения по von-Mises в кортикальной кости равны 3,2 МПа, для тра-

бекулярной кости – 0,3 МПа, максимум для пластин составил 9 МПа.

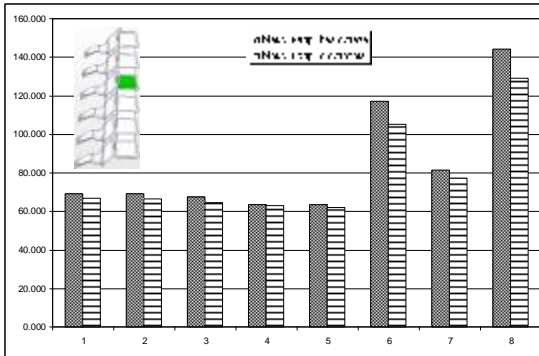


Рис. 9. Максимальные напряжения в трабекулярной кости в 3-м позвонке для всех расчетов

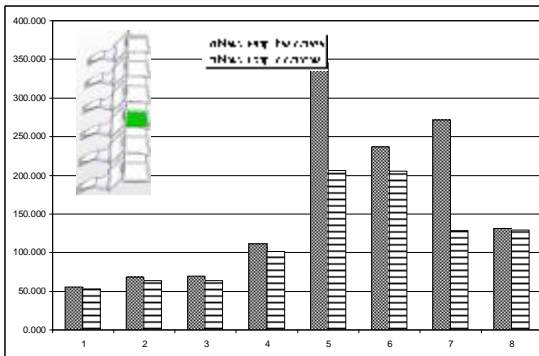


Рис. 10. Максимальные напряжения в трабекулярной кости в 4-м позвонке для всех расчетов

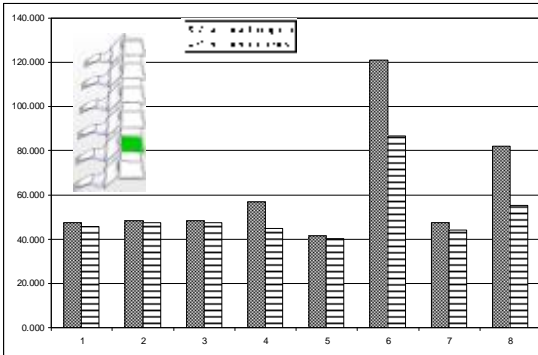


Рис. 11. Максимальные напряжения в трабекулярной кости в 5-м позвонке для всех расчетов

Анализ уровня напряженности ШОП позволяет говорить о сопоставимости с данными в доступных публикациях [6]. Анализ напряжений, возникающих в ортезе, показал, что максимальные напряжения находятся в диапазоне 0,032–0,038 МПа, что не превышает предела прочности 0,15–0,98 МПа. Благодаря использованию ортеза напряженное состояние сегментов шейного

отдела позвоночника удалось снизить.

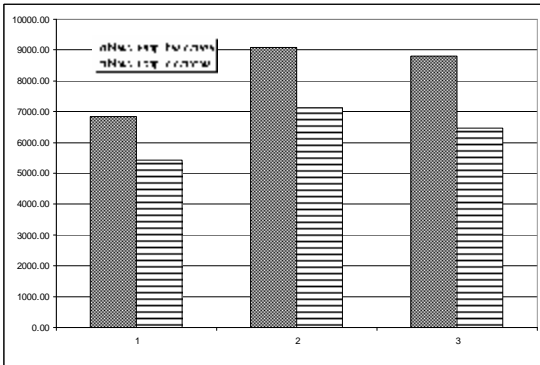


Рис. 12. Максимальные напряжения в пластинах для 4-го, 6-го и 8-го расчетов, соответственно

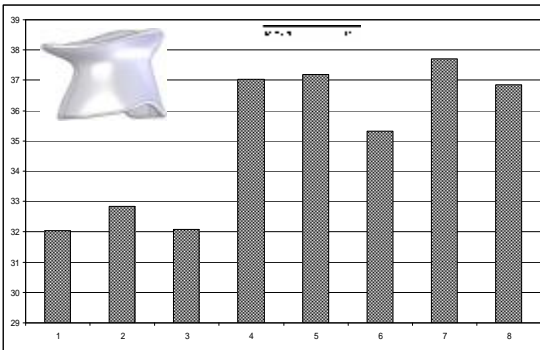


Рис. 13. Максимальные напряжения в ортезе по von-Mises для всех расчетов

Заключение. Из анализа результатов видно, что при использовании ортеза напряжения значительно снижаются в шейном отделе позвоночника как для кортикальной, так и для трабекулярной костей. Также видно, что при использовании фиксирующих пластин поврежденные элементы позвоночника разгружаются.

Список литературы: 1. Villanueva P., Patchen S.J., Green B.A. Spinal cord injury: An ICU challenge for the 1990's. In Sivak E., Higgins T., Seiver A. eds.: The High Risk Patient: Management of the Critically Ill. Philadelphia, Lea & Febiger, 1994, P.146-159. 2. Абдулхабирова М.А., Аренберг А.А., Павловская Е.М. К вопросу о вывихах шейных позвонков // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. – 1977. – Вып. 15. – С.61-64. 3. Пульбере О.П. Межтеловой керамоспондилонез шейного отдела позвоночника: Автореф. дисс....докт. мед. наук.– Кишинев, 1993. – 23с. 4. 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. 5. Веретельник Ю.В., Веретельник О.В., Тимченко И.Б., Дынник 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. – PP.955-961. **8.** 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. **9.** Nolan J.P., Sherk H.H. Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical // Spine.– 1988. –Vol.13. –№. – PP.9-11. **10.** Panjabi M.M., Durandea J., Goel V.,et.al. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions //Spine.–1991.– Vol.16. – №8. – PP.861-869. **11.** Rojas K., Krivoy A., Cerralaza M. Analysis and design of anterior cervical plates using the finite element method // International congress on computational bioengineering, Spain 2003. **12.** Веретельник О.В. Моделирование реакций на силовое воздействие элемента шейного отдела позвоночника. // Вестник НТУ “ХПИ” Тем. вып.:”Машиноведение и САПР” – 2008. – № 2. – С.14-26.

Поступила в редколлегию 31.01.08

УДК 531.8:621.747

А.В. ГРАБОВСКИЙ, аспирант каф. ТММиСАПР, НТУ „ХПИ”,
Е.Н. БАРЧАН, гл. конструктор, ОАО “Головной специализированный конструкторско-технологический институт”, г. Мариуполь

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ И НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ В ЭЛЕМЕНТАХ ВЫБИВНОЙ МАШИНЫ ПРИ ДИНАМИЧЕСКИХ БЫСТРОИЗМЕНЯЮЩИХСЯ ПРОЦЕССАХ

У статті наведені результати дослідження виходу вибивної машини на робочий режим. Робочий режим конструкції є зарезонансним, тому при розгоні і зупинці машина повинна перейти через збуджувальну резонансну частоту. Також приведені результати дослідження для фрагментів вибивної машини на перехідний динамічний аналіз при повному циклі навантаження.

In the article the results output of research knock-out machine are presented on an operating condition. An operating condition of construction is above resonance, therefore the machine must pass through resonance forcing frequency at an acceleration and stop. The results of research for knock-out machine's fragments are also presented on transitional dynamic analysis at the complete cycle of loading.

1. Состояние вопроса и постановка задачи. При исследовании прочностных характеристик в выбивной машине, установленной в автоматизированной линии КВ на ЗАО „АзовЭлектроСталь”, была опубликована серия работ, посвященных исследованию ее прочностных характеристик [1-6]. Однако, в предыдущих работах использовались упрощенные схемы нагружения. К расчетной модели прикладывался единичный импульс [4, 6], что не позволяло получать в достаточной степени достоверные результаты. Также в предыдущих работах было уделено не достаточное внимание исследованию динамических характеристик. Не исследовался полный цикл разгона и торможения, в частности, переход через резонансные частоты. В статье предлагается проанализировать динамическое поведение инерционной выбивной машины при разгоне и торможении, по-