

УДК 616.711.5/.6-001.5:612.76-001.891.54

DOI: 10.22141/1608-1706.3.17.2016.75786

ПОПСУЙШАПКА К.А., ТЕСЛЕНКО С.А., ЯРЕСЬКО А.В., KRISHNAPPA VIJAY

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины»,

г. Харьков, Украина

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРИ ФИЗИЧЕСКОМ И МАТЕМАТИЧЕСКОМ МОДЕЛИРОВАНИИ ВЗРЫВНОГО ПЕРЕЛОМА ГРУДОПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

Резюме. В научных исследованиях для сложных систем биомеханики широко используемым методом численного моделирования является метод конечных элементов. При создании новых математических моделей с применением данного метода требуется подтверждение адекватности полученных результатов, и чаще всего для этого проводят их сравнение с экспериментальными (физическими) моделями. Цель исследования — построить математические биомеханические модели взрывного перелома тела позвонка Th_{xII} и провести их сравнительный анализ с экспериментальными моделями. За основу модели была взята экспериментальная модель позвонков Th_{IX-L_V} животного (свиньи) и модели разрушений тела позвонка Th_{xII} , разработанные в лаборатории биомеханики ГУ «ИППС им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины». На базе этих моделей были созданы четыре математические модели: 1-я модель — в норме; 2-я модель — с разрушением 50 % объема тела позвонка; 3-я модель — с разрушением всего тела позвонка и смежных дисков; 4-я модель — с разрушением тела позвонка, диска, заднего опорного комплекса (дуги и частично суставов). Построение геометрических моделей проводили в программе SolidWorks, конечно-элементные расчеты — в программе ANSYS, статистическую обработку полученных данных выполняли методами T-теста для парных выборок и корреляционного анализа. Установлено, что у 1-й и 2-й математической модели обнаружено достаточно близкое совпадение результатов с экспериментальными моделями — до 30 % при усилиях, не превышающих 150 Н, и до 70 % при усилиях в 200 Н. При нагрузке свыше 200 Н в экспериментальных моделях, в отличие от математических, четко выражено нелинейное поведение. У 1-й и 2-й математической модели обнаружено существенное различие результатов с экспериментом вследствие нелинейного поведения экспериментальной модели. В целом сравнительный анализ поведения экспериментальной и математической моделей выявил одинаковую направленность процессов, но без полного совпадения полученных данных. Это значит, что расчеты на математической модели при нагрузке свыше 200 Н могут показывать неадекватные результаты.

Ключевые слова: грудной отдел позвоночника, взрывной перелом, биомеханика, метод конечных элементов.

Адрес для переписки с авторами:

Попсуйшапка Константин Алексеевич

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов

им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины»,

отделение инструментальной и малоинвазивной хирургии

позвоночника, ул. Пушкинская, 80, г. Харьков, Украина

E-mail: konstantin.popsuy@gmail.com

© Попсуйшапка К.А., Тесленко С.А., Яреско А.В.,

Krishnappa Vijay, 2016

© «Травма», 2016

© Заславский А.Ю., 2016

Работа выполнена в соответствии с планом НИР «Дослідити ефективність і розробити критерії лікування травматичних та вогнепальних ушкоджень грудного та поперекового відділів хребта і їх наслідків».

Введение

В научных исследованиях для сложных систем биомеханики обычно используются методы численного моделирования. На текущий момент наиболее популярным в решении сложных задач численного моделирования является метод конечных элементов (МКЭ). МКЭ позволяет исследователям повторить анализ системы при изменении параметров модели. Таким образом, можно исследовать влияние соответствующего параметра на результат расчета всей модели. Кроме того, МКЭ позволяет получить информацию, которая не может быть получена с помощью обычных методов измерения, и провести моделирование ситуаций, которые не могут быть получены в реальной жизни на основе эксперимента. Одним из примеров этого является выявление распределения напряженного состояния при разрушении тел позвонков, а также моделирование различных способов фиксации этих разрушений.

При создании новых расчетных моделей с применением МКЭ требуется подтверждение адекватности полученных результатов, чаще всего для этого используют сравнение с экспериментальными (физическими) моделями. После чего возможно исследование моделей с измененными параметрами — учет влияния свойств материала, использование различных хирургических систем фиксации и методов лечения. В литературе достаточно хорошо описаны принципы построения различных КЭ-моделей позвоночника и сравнение их с экспериментальными данными [1, 2], однако для моделей с вариантами разрушения различных отделов позвонка и смежных дисков таких исследований мало. Так, в работе N.A. Langranaetal. (2002) проведено исследование *in vitro* механизмов разрушения при груднопоясничных взрывных переломах. Экспериментально проверяли трехсегментные блоки позвонков $T_{VII}-T_X$, T_X-T_{XII} , $T_{XI}-L_I$, $T_{XII}-L_{II}$, для которых была построена и КЭ-модель. Однако дальнейшее поведение модели (после разрушения) не исследовали [3]. На сегодняшний день недостаточно изучено поведение блока позвонков после разрушения. Неполное понимание механизмов перераспределения усилий приводит к различным мнениям о способах фиксации переломов.

Цель данного исследования — построить математические биомеханические модели взрывного перелома тела позвонка Th_{XII} и провести их сравнительный анализ с экспериментальными моделями.

Материалы и методы

За основу модели была взята экспериментальная (физическая) модель позвонков $Th_{IX}-L_V$ животного (свиньи) и модели разрушений тела позвонка Th_{XII} , разработанные в лаборатории биомеханики ГУ

«ИППС им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины». На основе этих моделей были созданы четыре расчетные модели, соотношенные с группами по классификации F. Magerl [4]:

1. Модель блока позвонков $Th_{IX}-L_V$ в норме (рис. 1а).

2. Модель блока позвонков $Th_{IX}-L_V$ с разрушением 50 % объема тела позвонка Th_{XII} , включая его задний отдел (1-й тип), соответствующая группе А (рис. 1б).

3. Модель блока позвонков $Th_{IX}-L_V$ с разрушением всего тела позвонка Th_{XII} со смежными дисками, соответствующая группам А и АВ (рис. 1в).

4. Модель блока позвонков $Th_{IX}-L_V$ с разрушением тела позвонка, диска, дуги и частично суставов, соответствующая группам АВ и АС (рис. 1г).

Нагрузочные тесты во всех группах моделировали в виде вертикальной осевой нагрузки. Нагрузку изменяли ступенчато в пределах от 0 до 500 Н. При каждом уровне нагрузки регистрировали величину смещения позвоночных сегментов в зоне перелома — кифотическую деформацию.

Построение геометрических моделей проводили с использованием программы SolidWorks, конечно-элементные расчеты проводили в программе ANSYS. Все варианты расчетных моделей имеют жесткое закрепление по нижней плоскости тела позвонка L_V и его суставных масс (рис. 2а). К верхней плоскости тела позвонка Th_{IX} приложена вертикальная нагрузка (рис. 2б), меняющаяся в пределах 50–300 Н (шаг изменения 50 Н).

Свойства материалов. Материал считался однородным и изотропным. Основные характеристики (E — модуль упругости (модуль Юнга) и ν — коэффициент Пуассона) взяты из литературы [5–7] и сведены в табл. 1.

Таблица 1. Механические характеристики используемых материалов

Ткань	E (МПа)	ν
Кортикальная кость	18 350	0,3
Губчатая кость	330	0,3
Хрящ	10,5	0,49
Межпозвоночный диск	4,5	0,45
Зона разрушения	33	0,45

Результаты исследования и их обсуждение

Расчет первого варианта модели (норма). На рис. 3 показано перемещение по оси Z (вертикальная ось) при нагрузке 50 Н и представлено сравнение результатов расчета с экспериментальными данными при изменении нагрузки от 50 до 300 Н.

Расчет второго варианта модели (повреждение 50 % тела позвонка). На рис. 4 показано перемещение по оси Z (вертикальная ось) при нагрузке 50 Н и представлено сравнение результатов расчета с экспериментальными данными при изменении нагрузки от 50 до 300 Н.

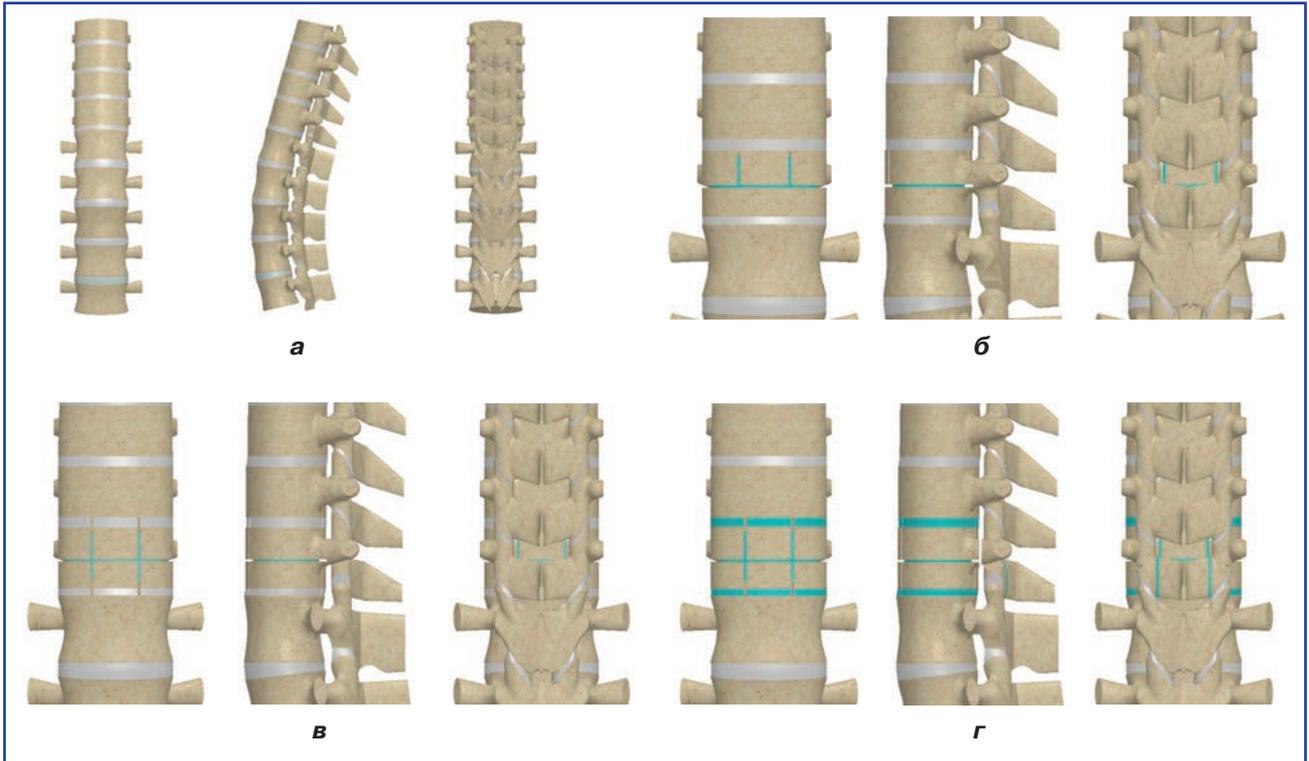


Рисунок 1. Геометрические модели: а – норма; б – разрушение 50 % объема тела позвонка Th_{XII} ; в – разрушение 100 % объема тела позвонка Th_{XII} со смежными дисками; г – разрушение 100 % объема тела позвонка Th_{XII} со смежными дисками, дугами и частично суставами

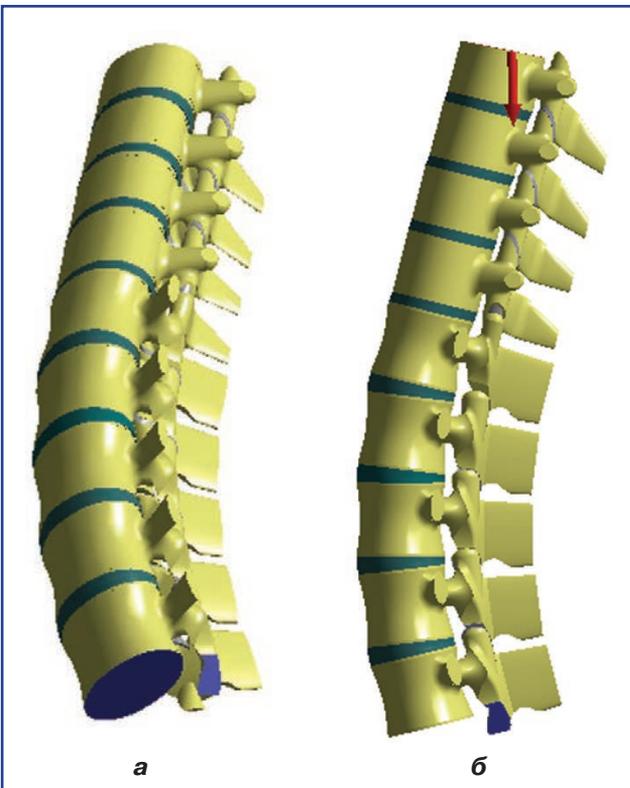


Рисунок 2. Закрепление и нагрузка расчетной модели

Расчет третьего варианта модели (повреждение 100 % тела позвонка и двух смежных дисков). На рис. 5 показано перемещение по оси Z (вертикальная ось) при нагрузке 50 Н и представлено сравнение результатов расчета с экспериментальными данными при изменении нагрузки от 50 до 300 Н.

Расчет четвертого варианта модели (повреждение 100 % тела позвонка, двух смежных дисков и заднего опорного комплекса). На рис. 6 показано перемещение по оси Z (вертикальная ось) при нагрузке 50 Н и представлено сравнение результатов расчета с экспериментальными данными при изменении нагрузки от 50 до 300 Н.

Нами было проведено исследование соответствия полученных экспериментальных данных и данных, полученных при нагружении конечно-элементной модели. Естественно, что экспериментальная и математическая модели не могут иметь полного совпадения результатов, однако направленность процессов должна быть одинаковой.

Для решения поставленной задачи нами был проведен статистический анализ моделей. Использовали методы описательной статистики с расчетом минимальных и максимальных значений смещений моделей при нагружении, среднее и стандартное отклонение. Для определения направленности процессов смещения обеих моделей проведен корреляционный анализ. Для определения степени различия полученных данных на экспериментальной и

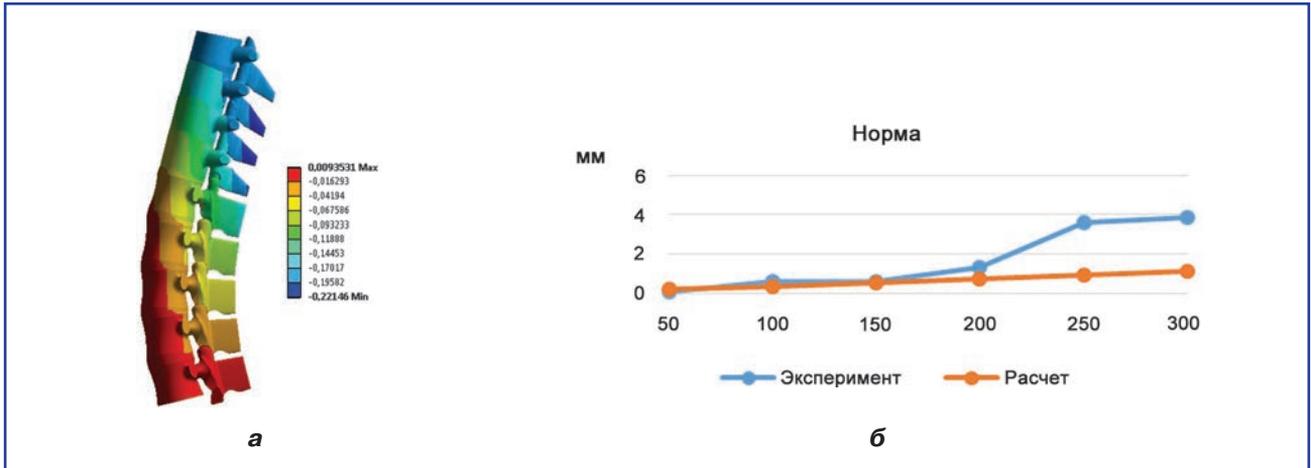


Рисунок 3. Расчет первого варианта модели (норма): а – перемещение (мм) вдоль вертикальной оси (ось Z); б – график сравнения результатов расчета с экспериментальными данными

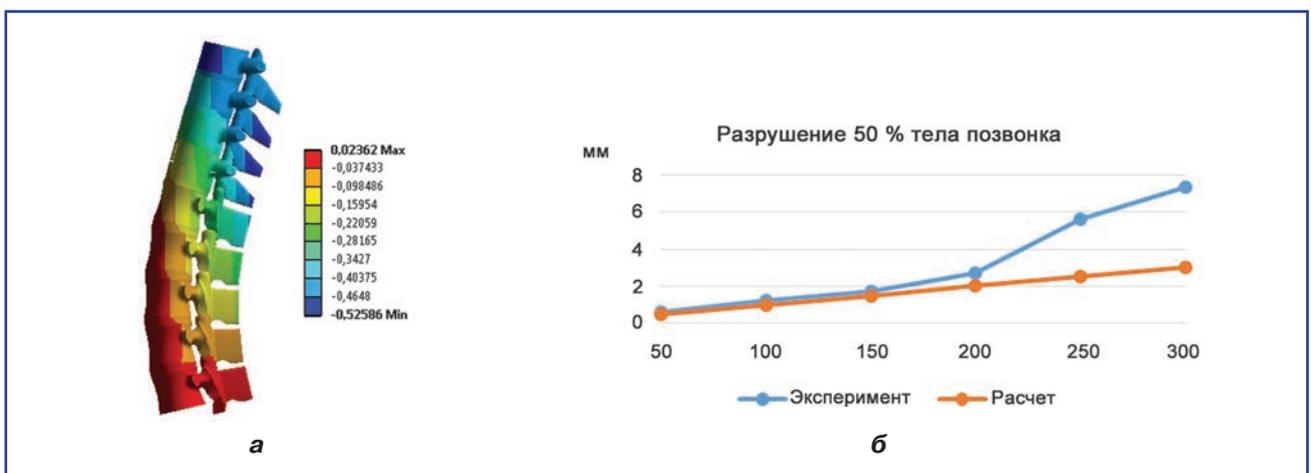


Рисунок 4. Расчет второго варианта модели (повреждение 50 % тела позвонка): а – перемещение (мм) вдоль вертикальной оси (ось Z); б – график сравнения результатов расчета с экспериментальными данными

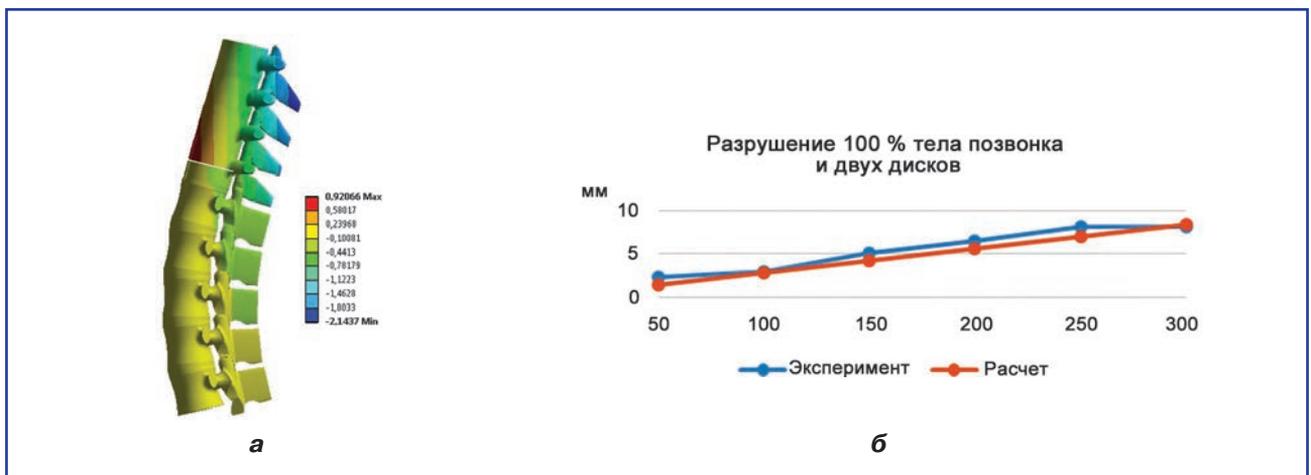


Рисунок 5. Расчет третьего варианта модели (повреждение 100 % тела позвонка и двух смежных дисков): а) перемещение (мм) вдоль вертикальной оси (ось Z); б) график сравнения результатов расчета с экспериментальными данными

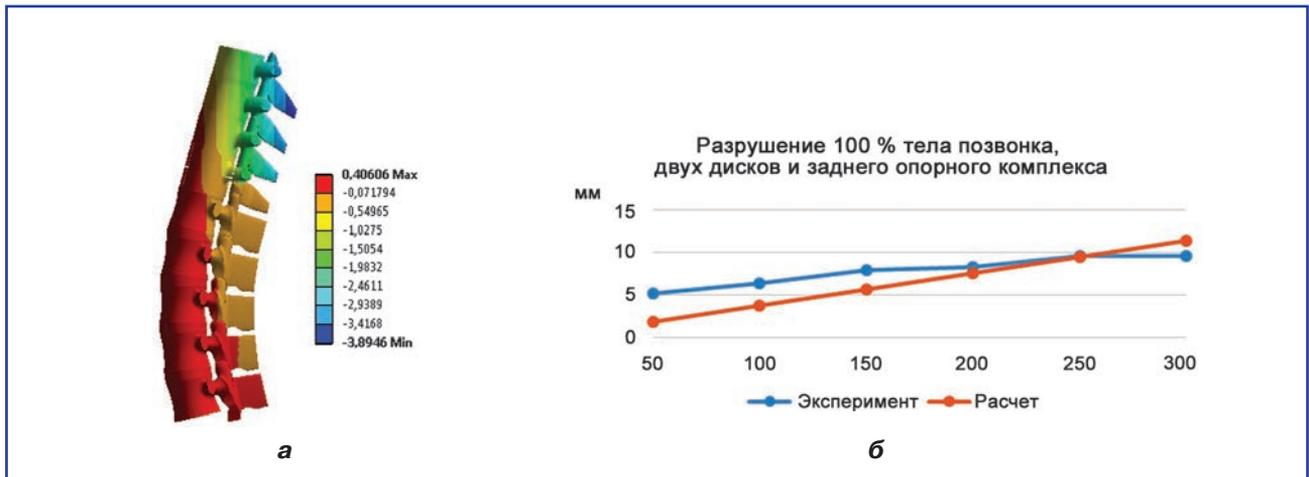


Рисунок 6. Расчет четвертого варианта модели (повреждение 100 % тела позвонка, двух смежных дисков и заднего опорного комплекса): а – перемещение (мм) вдоль вертикальной оси (ось Z); б – график сравнения результатов расчета с экспериментальными данными

математической моделях проведен сравнительный анализ по Т-тесту для парных выборок.

В табл. 2 приведены данные, полученные при деформации экспериментальной и математической моделей. Данные показывают, что средние значения смещения при нагружении в моделях достаточно различаются между собой: для экспериментальной модели в норме ($1,68 \pm 1,63$ мм) и при разрушении 50 % позвонка ($3,19 \pm 2,68$ мм) значения смещения больше, чем при аналогичных ситуациях математической модели ($0,66 \pm 0,35$ мм и $1,75 \pm 0,93$ мм соответственно). Однако для моделей с полным раз-

рушением позвонка и дисков и с дополнительным разрушением заднего опорного комплекса (ЗОК) разница между моделями заметно уменьшается: для экспериментальной модели $5,52 \pm 2,55$ мм и $7,83 \pm 1,78$ мм, а для математической — $4,90 \pm 2,62$ мм и $6,65 \pm 3,55$ мм соответственно.

Однонаправленность процессов экспериментальной и математической моделей доказывает высокий коэффициент корреляции данных изучаемых моделей (табл. 3).

Данные корреляционного анализа показывают, что обе модели с высокой достоверностью ($p < 0,01$) моделируют процесс изменения смещения образцов.

Таблица 2. Значения смещения при нагружении экспериментальной и математической моделей

G		Минимум	Максимум	M ± SD
Норма	exp	0,110	3,860	$1,68 \pm 1,63$
	mod	0,190	1,140	$0,66 \pm 0,35$
50 % позвонка	exp	0,590	7,330	$3,19 \pm 2,68$
	mod	0,500	3,000	$1,75 \pm 0,93$
100 % позвонка + 2 диска	exp	2,280	8,200	$5,52 \pm 2,55$
	mod	1,400	8,400	$4,90 \pm 2,62$
100 % позвонка + 2 диска + ЗОК	exp	5,150	9,670	$7,83 \pm 1,78$
	mod	1,900	11,400	$6,65 \pm 3,55$

Таблица 3. Корреляция направления процессов изменения смещения экспериментальной и математической моделей

G	R	p
Норма	0,931	0,007
50 % позвонка	0,952	0,003
100 % позвонка + 2 диска	0,979	0,001
100 % позвонка + 2 диска + ЗОК	0,974	0,001

Таблиця 4. Результати аналізу смещення експериментальної та математическої моделей при нагруженні

G	Парные разности					t	Значи- мость (двухсто- ронняя)
	Среднее	Стд. откло- нение	Стд. ошибка среднего	95% доверительный интервал разности средних			
				нижняя граница	верхняя граница		
Норма	1,02	1,31	0,53	-0,35	2,39	1,908	0,115
50 % позвонка	1,44	1,81	0,74	-0,46	3,34	1,950	0,109
100 % позвонка + 2 диска	0,63	0,53	0,22	-0,07	1,18	1,881	0,085
100 % позвонка + 2 диска + ЗОК	1,18	1,86	0,76	-0,77	3,14	1,558	0,180

Нами было проведено исследование различий между данными о смещении образцов экспериментальной и математической моделей, то есть насколько различаются рассматриваемые модели. Для этого был проведен статистический анализ (Т-тест для парных выборок) с целью выявления значимых отличий моделей (табл. 4). Мы видим, что полученные различия между данными эксперимента и математического моделирования статистически незначимы.

Выводы

1. Для вариантов расчетных моделей в норме и модели с 50% разрушением тела позвонка Th_{xii} совпадение результатов достаточно близкое — до 30 % при усилиях, не превышающих 150 Н, и до 70 % при усилиях в 200 Н. При нагрузке свыше 200 Н в экспериментальных исследованиях четко выражено нелинейное поведение модели. В расчетной модели нелинейное поведение не учитывается.

2. Полное разрушение тела позвонка Th_{xii} и смежных дисков, а также дополнительное разрушение заднего опорного комплекса дают существенное отличие результатов расчетной модели от эксперимента вследствие явного нелинейного поведения экспериментальной модели. Анализ поведения на данной расчетной модели может показать неправильные (неадекватные) результаты.

Список литературы

1. Березовский В.А. Биомеханические характеристики тканей человека: Справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
2. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
3. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / Под ред. И.Ф. Образцова. — М.: Высшая школа, 1988. — 311 с.
4. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries / F. Magerl, M. Aebi, S.D. Gertzbein [et al.] // Eur. Spine J. — 1994. — Vol. 3, № 4. — P. 184-201. PubMed ID: 7866834
5. Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms / N.A. Langrana, R.D. Harten, D.C. Lin [et al.] // Spine. — 2002. — Vol. 27, № 5. — P. 498-508. PubMed ID: 11880835
6. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine / M.A. Liebschner, D.L. Kopperdahl, W.S. Rosenberg, T.M. Keaveny // Spine. — 2003. — Vol. 28, № 6. — P. 559-565. PubMed ID: 12642762
7. Lazoglu I. Rigid and dynamic spinal system modeling by finite elements methods. Chapter 7 / I. Lazoglu, E. Akgun // Intervertebral Disc Disease and Dynamic Stabilization of Lumbar Spine / Ed. by A.F. Ozer. — V.K.V. American Hospital Publications, 2011. — P. 72-84.

Получено 19.04.16 ■

Попсуйшарпа К.О., Тесленко С.О., Яресько О.В., Krishnappa V.
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ПОКАЗНИКІВ ПРИ ФІЗИЧНОМУ ТА МАТЕМАТИЧНОМУ МОДЕЛЮВАННІ ВИБУХОВОГО ПЕРЕЛОМУ ГРУДОПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА

Резюме. У наукових дослідженнях для складних систем біомеханіки широко застосованим методом чисельного моделювання є метод кінцевих елементів. Після створення нових математических моделей із використанням даного методу потребується підтвердження адекватності отриманих результатів, найчастіше для цього проводять їх порівняння з експериментальними (фізичними) моделями. Мета дослідження — побу-

дувати математичні біомеханічні моделі вибухового перелому тіла хребця Th_{xii} та провести їх порівняльний аналіз з експериментальними моделями. За основу моделі була взята експериментальна модель хребців Th_{ix}-L_v тварини (свині) та моделі руйнування тіла хребця Th_{xii}, розроблені у лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». На базі цих моделей були створені чотири математическі моделі:

1-а модель — у нормі; 2-а модель — із руйнуванням 50 % об'єму тіла хребця; 3-я модель — із руйнуванням усього тіла хребця та суміжних дисків; 4-а модель — із руйнуванням усього тіла хребця, суміжних дисків, заднього опорного комплексу (дуги та частково суглобів). Побудову геометричних моделей проводили у програмі SolidWorks, кінцево-елементні розрахунки — у програмі ANSYS, статистичну обробку отриманих даних виконували методами Т-тесту для парних вибірок та кореляційного аналізу. Установлено, що в 1-й та 2-й математичних моделях спостерігається достатньо близький збіг результатів з експериментальними моделями — до 30 % в умовах зусиль, не перевищуючих 150 Н, та до 70 % за умови зусилля 200 Н. У разі наван-

тажень понад 200 Н в експериментальних моделях, на відміну від математичних, чітко виражена нелінійна поведінка. У 3-й та 4-й математичних моделях виявлена істотна різниця результатів з експериментом унаслідок нелінійної поведінки експериментальної моделі. Отже, порівняльний аналіз поведінки експериментальної та математичної моделей виявив однакову спрямованість процесів, але без повного збігу отриманих даних. Це означає, що розрахунки на математичній моделі в разі навантаження понад 200 Н можуть показувати неадекватні результати.

Ключові слова: грудноперековий відділ хребета, вибуховий перелом, біомеханіка, метод кінцевих елементів.

*Popsuishapka K.O., Teslenko S.O., Yaresko O.V., Krishnappa V.
SE «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv, Ukraine*

COMPARATIVE DATA ANALYSIS OF THE PHYSICAL AND MATHEMATICAL MODELING OF EXPLOSIVE THORACOLUMBAR SPINE FRACTURE

Summary. The finite element method is numerical modeling method that is widely used in scientific research of the complex systems in biomechanics. Mathematical models newly developed by this method require confirmation of the adequacy of the obtained results and often for this purpose the finite-element models are compared with the experimental (physical) models. The objective was to build the mathematical biomechanical models of the explosive Th_{XII} vertebra fracture and compare their results with those of experimental models. Animal (pig) experimental model of normal Th_{IX-L_V} vertebrae and the models of the Th_{XII} vertebra injuries developed in the laboratory of biomechanics of SE «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, Academy of Medical Sciences of Ukraine» were taken as a basis data. Four mathematical models corresponding to the experimental models were created: the 1st model was normal Th_{IX-L_V} vertebrae; the 2nd model was 50% destruction of the Th_{XII} vertebral body including its posterior part; the 3rd model was a total destruction of the Th_{XII} vertebral body and the adjacent intervertebral disks; the 4th model was a total destruction of the Th_{XII} vertebral body and the adjacent intervertebral disks and posterior

supporting complex (arc and partly joints). Geometric models were built in the program SolidWorks, finite element calculations were performed in the program ANSYS, obtained data were statistically processed by T-test for paired samples and correlation analysis. It was found that the 1st and 2nd mathematical models showed fairly close coincidence with the results of experimental models — up to 30 % if the efforts were not more than 150 N, and up to 70 % at a load 200 N. Nonlinear behavior of the experimental models clearly expressed at loads of more than 200 N in contrast to mathematical models. The significant difference of the results of mathematical and experimental modeling due to the nonlinear behavior of the experimental model was found in cases of 3rd and 4th models. In general, the comparative analysis of the behavior of experimental and mathematical models showed the same process directionality, but without a complete coincidence of the obtained data. This means that the mathematical model calculations can show inadequate results at a load of more than 200 N.

Key words: thoracolumbar spine, explosive fracture, biomechanics, finite element method.