

РАДЧЕНКО В.А., ПОПСУЙШАПКА К.А., КАРПИНСКИЙ М.Ю., КАРПИНСКАЯ Е.Д., ТЕСЛЕНКО С.А.
ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины»,
г. Харьков, Украина

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МОДУЛЯ УПРУГОСТИ ПРЕПАРАТА ГРУДОПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА СВИНЬИ

Резюме. Актуальность. При проведении исследований позвоночно-двигательных сегментов методом математического моделирования все исследователи сталкиваются с проблемой поиска информации о механических свойствах тканей опорно-двигательного аппарата, в частности модуля упругости межпозвонковых дисков. Проблема состоит в том, что разные литературные источники предоставляют данные, отличающиеся в 10–100 раз. **Цель исследования:** определить экспериментальным путем на препаратах грудного отдела позвоночника свиньи величину модуля упругости межпозвонкового диска. **Материалы и методы.** Предметом данного исследования была биомеханическая физическая модель взрывного перелома тела Th12-позвонка, по классификации повреждений грудного и поясничного отделов позвоночника Magerl et al. (1994), соответствующая группам А (подгруппа А2, А3), АВ (подгруппа В1.2, В2.3), АС (подгруппа С1.3). Модель была выполнена на 4 анатомических препаратах блоков позвоночных сегментов животного (свиньи) из нижнегрудного и поясничного отделов позвоночника (Th9–L5) с полностью сохраненными дисками и связочными структурами. Нагрузочные тесты моделировали вертикальную осевую нагрузку. **Результаты.** В результате эксперимента были получены данные о величине деформации препаратов позвоночника в норме и в условиях моделирования взрывного перелома Th12-позвонка при разных величинах нагрузки. На основании экспериментальных данных рассчитана величина общего модуля упругости моделей. Проанализирована степень влияния изгиба позвоночника на величину продольной деформации. Рассчитана средняя величина модуля упругости межпозвонкового диска грудного отдела позвоночника. **Выводы.** Изменение кривизны позвоночника под действием нагрузки незначительно, и им можно пренебречь при расчетах величины общего модуля упругости моделей. В зависимости от степени разрушения позвоночно-двигательного сегмента Th12 общий модуль упругости модели снижается за счет выпадения из опорной функции элементов сегмента. На основании данных эксперимента расчетным путем определен модуль упругости межпозвонкового диска, величина которого составила 3,79 МПа, что может быть использовано при математическом моделировании позвоночно-двигательных сегментов.

Ключевые слова: позвоночник; межпозвонковый диск; модуль упругости

Введение

При проведении исследований позвоночно-двигательных сегментов методом математического моделирования все исследователи сталкиваются с проблемой поиска информации о механических свойствах тканей опорно-двигательного аппарата, в частности модуля упругости межпозвонковых дисков или позвоночно-двигательных сегментов. Проблема состоит в том, что разные литературные источники предоставляют данные, отличающиеся

в 10–100 раз. Например, популярный справочник В.А. Березовского (1990) [1], где приводятся данные о механических свойствах тканей из отечественных и зарубежных источников, содержит информацию о модуле упругости и пределе прочности межпозвонковых дисков от 4 до 400 МПа. Такой разброс данных не может удовлетворять исследователей.

Цель исследования: определить экспериментальным путем величину модуля упругости препарата грудного отдела позвоночника свиньи.

© «Травма», 2016

© Издатель Заславский А.Ю., 2016

© Trauma, 2016

© Publisher Zaslavsky O.Yu., 2016

Для корреспонденции: Радченко Владимир Александрович, доктор медицинских наук, профессор, ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко Национальной академии медицинских наук Украины», ул. Пушкинская, 80, г. Харьков, 61024, Украина; e-mail: ipps-noo@ukr.net

For correspondence: Volodymyr Radchenko, MD, PhD, Professor, State Institution «Sytenko Institute of Spine and joint Pathology Academy of Medical Science of Ukraine», Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: ipps-noo@ukr.net

Материалы и методы

Предметом данного исследования была биомеханическая физическая модель взрывного перелома тела Th12-позвонка, по классификации поврежденных грудного и поясничного отделов позвоночника Magerl et al. (1994) соответствующая группам А (подгруппа А2, А3), АВ (подгруппа В1.2, В2.3), АС (подгруппа С1.3). Биомеханическая физическая модель была выполнена на 4 анатомических препаратах блоков позвоночных сегментов животного (свинья) из нижнегрудного и поясничного отделов позвоночника (Th9–L5) с полностью сохраненными дисками и связочными структурами. Первым этапом выполняли разрушение менее 50 % объема тела позвонка, включая его задний отдел (1-й тип), вторым этапом проводили разрушение 90 % тела позвонка с сохраненными межпозвонковыми дисками (2-й тип), третий этап — разрушение всего позвонка со смежным диском (3-й тип), четвертый этап — разрушение тела позвонка, диска, дуги и частично суставов (4-й тип), пятый этап — разрушение тела позвонка, диска и всех костнолигаментозных задних структур позвоночного сегмента (5-й тип). Нагрузочные тесты в обеих группах моделировали вертикальную осевую нагрузку. Нагрузку изменяли ступенчато в пределах от 0 до 500 Н с шагом 100 Н. При каждом уровне нагрузки регистрировали величину смещения позвоночных сегментов в зоне перелома (кифотическая деформация).

Экспериментальные исследования проводили на базе лаборатории биомеханики ГУ «ИППС им. проф. М.И. Ситенко НАМНУ». Испытания осуществляли на стенде для биомеханических исследований. Стенд во время проведения испытаний модели и расчетная схема эксперимента приведены на рис. 1.

Величина деформации измерялась с помощью микрометра часового типа, величина нагрузки — с помощью тензометрического датчика SBA-100L, результаты фиксировали устройством регистрации CAS типа CI-2001A.

Данные были обработаны статистически. В результате статистического анализа находили среднее значение величины сжатия модели для каждого значения нагрузки и его стандартное отклонение. А также с помощью однофакторного дисперсионного анализа с использованием апостериорного теста Шеффе определяли, насколько значимо отличаются свойства моделей с различными объемами разрушений позвоночно-двигательных сегментов между собой.

Предварительную обработку данных для статистических расчетов проводили с помощью электронных таблиц MS Excel. Статистический анализ выполняли с помощью пакета прикладных программ для статистической обработки данных SPSS 20.0.

Результаты

При проведении статистического анализа использовали описательную статистику с расчетом среднего, стандартного отклонения, минимального и макси-

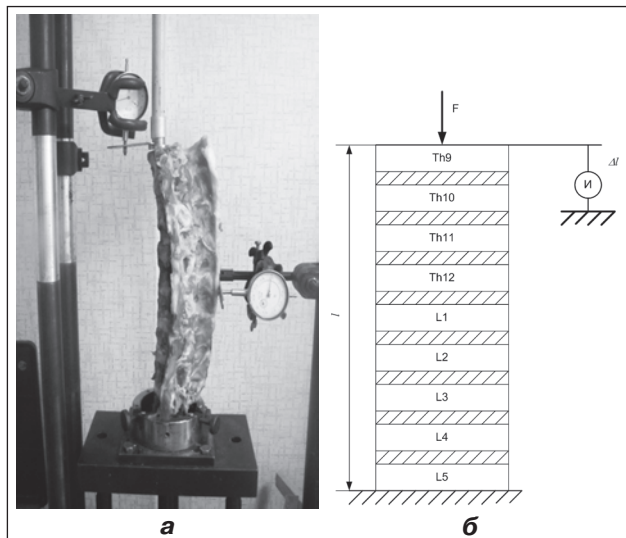


Рисунок 1. Экспериментальное исследование:
а — модель на стенде для биомеханических исследований во время эксперимента;
б — расчетная схема

мального значений и размаха параметров. В связи с тем, что анализу подлежало больше 2 групп данных, сравнение между группами проводили с помощью дисперсионного анализа с использованием апостериорного теста Шеффе с ошибкой межгруппового различия 5 % ($\alpha = 0,05$).

В табл. 1 приведены статистические данные результатов испытаний моделей позвоночника с разной степенью разрушений позвоночно-двигательного сегмента Th12.

На графике (рис. 2) представлены изменения линейного сжатия образцов с различной степенью повреждения в зависимости от приложенной сжимающей нагрузки.

При минимальной нагрузке в 50 Н сжатие контрольного образца не превышает $0,11 \pm 0,05$ мм, образцы с разрушением 50 % позвонка и 1 диска при данной нагрузке имеют сжатие до $0,59 \pm 0,03$ мм, при дальнейшем разрушении позвонков до 100 % и 2 дисков сжатие увеличивается до $2,28 \pm 0,03$ мм. Достаточно заметное увеличение изменения сжатия наблюдается у образцов с дополнительно разрушенными суставами — $5,15 \pm 0,04$ мм и связками — $6,01 \pm 0,05$ мм. Результаты проведенного нами дисперсионного анализа показали, что линейная длина сжатия образцов с разной степенью повреждения статистически значимо отличается.

Таким образом, можно сделать заключение о том, что при увеличении объема разрушений позвоночно-двигательного сегмента Th12 величина укорочения модели под действием сжимающих нагрузок статистически достоверно увеличивается при всех величинах сжимающей силы.

На следующем этапе работы мы провели расчет общего модуля упругости образцов с различной степенью разрушения позвоночно-двигательного сегмента Th12

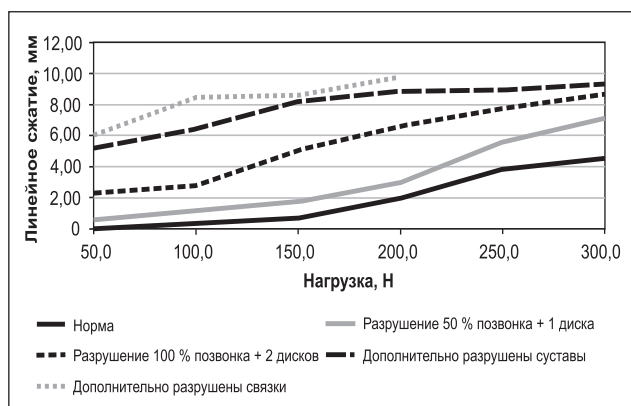


Рисунок 2. Диаграмма линейного сжатия образцов с разной степенью повреждения

при различных нагрузках. Полученные данные были обработаны статистически, результаты представлены в табл. 2.

Так как модуль упругости зависит от величины линейного сжатия, его значения распределяются обратно пропорционально величинам линейного сжатия образцов с различной степенью повреждения для разных нагрузок.

На рис. 3 представлена динамика уменьшения модуля упругости образцов с увеличением степени разрушения и ростом прилагаемого нагружения.

Так, максимальная величина модуля упругости ($18,94 \pm 9,58$ МПа) при минимальной нагрузке 50 Н была получена у целых образцов, при этом модуль упругости целого образца статистически значимо от-

Таблица 1. Изменение длины образцов с разной степенью повреждения под действием сжимающей нагрузки

Модель	Нагрузка, Н	Величина деформации, мм			
		Среднее	Стандартное отклонение	Min	Max
Норма	50	0,11	0,05	0,05	0,17
	100	0,59	0,20	0,31	0,81
	150	0,64	0,05	0,58	0,71
	200	1,30	0,51	0,45	1,63
	250	3,60	1,58	1,89	5,60
	300	3,86	1,17	2,62	5,67
Разрушение 50 % позвоночника + 1 диска	50	0,59	0,03	0,54	0,62
	100	1,22	0,17	0,95	1,37
	150	1,74	0,34	1,41	2,24
	200	2,68	1,40	1,07	4,86
	250	5,59	0,85	4,70	6,47
	300	7,33	0,68	6,64	8,35
Разрушение 100 % позвоночника + 2 дисков	50	2,28	0,03	2,25	2,33
	100	2,93	0,27	2,53	3,20
	150	5,09	0,14	4,88	5,26
	200	6,50	0,77	5,61	7,25
	250	8,15	1,37	6,28	9,67
	300	8,20	1,29	6,93	10,00
Дополнительно разрушены суставы	50	5,15	0,04	5,10	5,20
	100	6,41	0,22	6,17	6,59
	150	7,93	0,37	7,36	8,24
	200	8,25	1,08	6,38	9,06
	250	9,60	0,57	9,20	10,00
	300	9,67	0,72	9,07	10,00
Дополнительно разрушены связки	50	6,01	0,05	5,96	6,05
	100	8,41	0,21	8,10	8,60
	150	8,68	0,24	8,41	8,95
	200	9,27	0,56	8,62	10,00

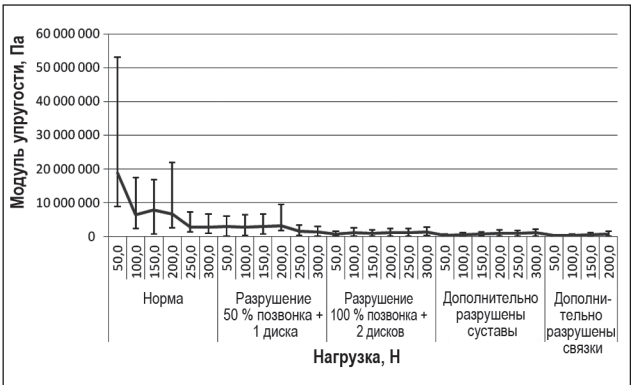


Рисунок 3. Диаграмма изменения модуля упругости образцов с различной степенью повреждения и прилагаемого нагружения

личается от модуля упругости образцов с только разрушенными позвонками ($0,28 \pm 0,15$ МПа — при разрушении 50 % позвонка и $0,74 \pm 0,01$ МПа — при 100 %). Модуль упругости этих образцов статистически значительно отличается от образцов с дополнительно разрушенными суставами ($0,32 \pm 0,02$ МПа) и связками ($0,28 \pm 0,02$ МПа).

Результаты дисперсионного анализа статистических отличий модуля упругости моделей под действием нагрузки величиной 50 Н приведены в табл. 3.

Как показано в табл. 3, результаты, объединенные в одну подгруппу, не имеют статистически достоверных отличий. К таким относятся модели с разрушением 100 % позвонка, смежных дисков и дугоотростчатых суставов и модели с дополнительным разрушением связок (вошли в первую подгруппу), а также модели со

Таблица 2. Изменение модуля упругости образцов с разной степенью повреждения под действием сжимающей нагрузки

Группа	Нагрузка, Н	Модуль упругости, МПа			
		Среднее	Стандартное отклонение	Min	Max
Норма	50	18,94	9,58	10,00	34,18
	100	6,52	2,76	4,19	10,98
	150	7,95	0,58	7,18	8,79
	200	6,70	4,76	4,17	15,13
	250	2,79	1,28	1,51	4,49
	300	2,82	0,78	1,79	3,89
Разрушение 50 % позвонка + 1 диска	50	2,87	0,15	2,74	3,14
	100	2,83	0,44	2,48	3,57
	150	3,02	0,54	2,27	3,61
	200	3,22	1,89	1,39	6,35
	250	1,54	0,23	1,31	1,80
	300	1,39	0,12	1,22	1,53
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков	50	0,74	0,01	0,72	0,75
	100	1,16	0,11	1,06	1,34
	150	1,00	0,02	0,96	1,04
	200	1,05	0,12	0,93	1,21
	250	1,06	0,19	0,87	1,35
	300	1,26	0,18	0,98	1,47
Дополнительно разрушены суставы	50	0,32	0,02	0,32	0,33
	100	0,53	0,01	0,51	0,55
	150	0,64	0,03	0,61	0,69
	200	0,83	0,12	0,74	1,06
	250	0,88	0,04	0,80	0,92
	300	1,05	0,07	0,93	1,12
Дополнительно разрушены связки	50	0,28	0,02	0,28	0,28
	100	0,40	0,01	0,39	0,41
	150	0,58	0,01	0,56	0,60
	200	0,73	0,04	0,67	0,78

100% разрушением тела позвонка и смежных дисков и модели с разрушением 50 % тела позвонка и одного диска (подгруппа 2). Различия модуля упругости моделей между подгруппами имеют статистическую значимость на уровне 95 %.

При действии нагрузки 100 Н образцы с целой структурой обладают максимальным модулем упругости ($6,52 \pm 2,76$ МПа). Статистически значимо меньшей величиной модуля упругости ($2,83 \pm 0,44$ МПа) обладают образцы с частично разрушенным диском. Модуль упругости остальных образцов в совокупности статистически значимо отличается от первых двух типов образцов, причем модуль упругости уменьшается с увеличением степени повреждения образцов.

Результаты дисперсионного анализа статистических отличий модуля упругости моделей под действием нагрузки величиной 100 Н приведены в табл. 4.

Как видим, все варианты моделей со 100% разрушением тела позвонка попали в первую подгруппу, что свидетельствует об отсутствии статистически значимых различий модуля упругости этих моделей при сопротивлении нагрузке величиной 100 Н.

Расчет модуля упругости образцов для нагрузок величиной 150 Н и выше подтвердил предыдущие расчеты и дал возможность утверждать, что с увеличением степени разрушения позвоночно-двигательного сегмента Th12 образец теряет способность противостоять возрастающим нагрузкам, что и подтверждается уменьшением модуля упругости исследуемых образцов.

С увеличением нагрузки модуль упругости разрушенных образцов все больше зависит от степени разрушения, что подтверждается дисперсионным анализом.

Результаты дисперсионного анализа статистических отличий модуля упругости моделей под действием нагрузки величиной 150 Н приведены в табл. 5.

Различия модуля упругости между различными моделями под действием сжимающей нагрузки величиной 150 Н полностью соответствуют таковым при нагрузке 50 Н.

Результаты дисперсионного анализа статистических отличий модуля упругости моделей под действием нагрузки величиной 200 Н приведены в табл. 6.

Различия модуля упругости между различными моделями под действием сжимающей нагрузки величиной 200 Н также подтверждают выводы, сделанные по результатам испытаний на более низких нагрузках.

Рассчитать модуль упругости для больших нагружений не представляется возможным из-за выпадения из эксперимента некоторых образцов с полным разрушением по причине их неконтролируемой деформации.

Полученные результаты позволяют сделать вывод о том, что в зависимости от степени разрушения позвоночно-двигательного сегмента Th12 общий модуль упругости модели снижается за счет выпадения из опорной функции элементов сегмента.

Таблица 3. Модуль упругости образцов с различной степенью разрушения под нагрузкой 50 Н (результат дисперсионного анализа)

Группа	№	Подмножество для альфа = 0,05	
		1	2
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов + связок	5	0,28	
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов	5	0,32	
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков	5	0,74	
Разрушение 50 % позвонка + 1 диска	5	0,28	
Норма	5		18,94
Значимость		0,92	1,00

Таблица 4. Модуль упругости образцов с различной степенью разрушения под нагрузкой 100 Н (результат дисперсионного анализа)

Группа	№	Подмножество для альфа = 0,05		
		1	2	3
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов + связок	5	0,40		
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов	5	0,53		
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков	5	1,16		
Разрушение 50 % позвонка + 1 диска	5		2,83	
Норма	5			6,52
Значимость		0,09	1,00	1,00

Расчет модуля упругости межпозвонковых дисков

В результате проведенного эксперимента нами были получены усредненные значения модуля упругости блока позвоночных двигательных сегментов. Учитывая тот факт, что механические свойства костной ткани всесторонне изучены и эти данные широко представлены в научной литературе, а данных о механических свойствах межпозвонкового диска практически нет, мы поставили задачу определить расчетным путем величину модуля упругости межпозвонковых дисков.

Так как нами изучался довольно большой сегмент позвоночника, имеющий естественное искривление в виде поясничного лордоза, мы решили уточнить необходимость учета кривизны модели при определении ее механических свойств. Рассмотрим нашу модель как часть окружности (рис. 4).

Теория сопротивления материалов [1] утверждает, что при соотношении радиуса кривизны R и величины стрелы прогиба h , равного:

$$\frac{h}{R} = \frac{1}{15}, \tag{1}$$

величины напряжений, вычисленные с учетом кривизны, отличаются на 2 % от тех же величин, вычисленных для прямой балки. Следовательно, для моделей с прогибом, при котором соотношение (1) принимает значения меньше 1/15, величину прогиба можно не учитывать и для расчета применять формулы, справедливые для прямых балок.

Для получения исходных данных к расчету мы провели небольшой эксперимент, в ходе которого на модели с максимальными разрушениями позвоночно-двигательного сегмента измеряли величину вертикальной деформации и величину прогиба модели. Результаты измерений приведены в табл. 7.

Как можем видеть из табл. 7, наибольшую величину вертикальной деформации (9,34 мм) и величину прогиба модели (6,94 мм) зафиксировали на образце № 2

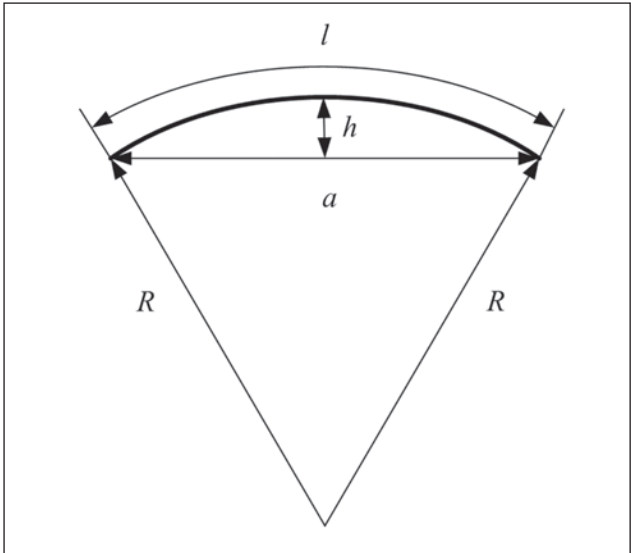


Рисунок 4. Схема определения радиуса кривизны модели

Таблица 5. Модуль упругости образцов с различной степенью разрушения под нагрузкой 150 Н (результат дисперсионного анализа)

Группа	№	Подмножество для альфа = 0,05		
		1	2	3
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов + связок	5	0,58		
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов	5	0,64		
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков	5	1,00		
Разрушение 50 % позвонка + 1 диска	5		3,02	
Норма	5			7,95
Значимость		0,2	1,00	1,00

Таблица 6. Модуль упругости образцов с различной степенью разрушения под нагрузкой 200 Н (результат дисперсионного анализа)

Группа	№	Подмножество для альфа = 0,05	
		1	2
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов + связок	5	0,73	
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков + суставов	5	0,83	
Разрушение 100 % позвонка + 2 дисков	5	1,05	
Разрушение 50 % позвонка + 1 диска	5	3,22	3,22
Норма	5		6,70
Значимость		0,58	0,26

при нагрузке 300 Н. Таким образом, в качестве исходных данных для расчета принимаем: длина модели $l = 400$ мм; длина хорды $a = 400 - 9,34 = 390,66$ мм; стрела прогиба $h = 6,94$ мм.

Согласно [2], длина хорды определяется как:

$$a = 2\sqrt{2hR - h^2}. \quad (2)$$

Возведем обе части уравнения (2) в квадрат и получим:

$$a^2 = 4(2hR - h^2). \quad (3)$$

Из выражения (3) определим величину радиуса кривизны модели:

$$R = \frac{a^2 + 4h^2}{8h}. \quad (4)$$

Подставив исходные данные в уравнение (4), получим:

$$R = \frac{390,66^2 + 4 \cdot 6,94^2}{8 \cdot 6,94} = 2752,303 \text{ мм}. \quad (5)$$

Определим величину отношения стрелы прогиба к радиусу кривизны:

$$\frac{h}{R} = \frac{9,34}{2752,303} \approx \frac{1}{300} < \frac{1}{15}. \quad (6)$$

Следовательно, данную модель можно рассчитывать без учета величины искривления.

Рассмотрим нашу модель как слоеную структуру (рис. 1б), где 9 слоев костной ткани перемежаются 8

Таблица 7. Результаты измерений величины вертикальной деформации и величины прогиба модели в зависимости от приложенной нагрузки

№ образца	Нагрузка, Н	Вертикальная деформация, мм	Величина прогиба, мм
1	50	2,00	1,50
2		1,73	1,52
3		1,86	1,52
4		1,95	1,55
5		1,84	1,58
1	100	2,85	1,71
2		3,19	1,71
3		3,08	1,83
4		2,81	1,84
5		2,77	1,74
1	150	5,48	3,87
2		5,35	3,58
3		5,65	4,04
4		5,39	3,85
5		5,55	3,76
1	200	6,62	4,80
2		6,58	5,04
3		7,08	4,55
4		6,97	4,45
5		6,50	4,42
1	250	7,72	5,02
2		7,82	5,65
3		8,07	4,65
4		8,66	4,70
5		8,00	5,20
1	300	8,90	6,56
2		9,34	6,94
3		8,26	5,74
4		8,72	6,57
5		8,12	6,02

слоями фиброзной ткани межпозвонковых дисков. В этом случае измеряемая нами величина общей деформации модели складывается из суммы величин деформаций каждого отдельного сегмента:

$$\Delta l = \Delta l_{K1} + \Delta l_{D1} + \Delta l_{K2} + \Delta l_{D2} + \dots + \Delta l_{K8} + \Delta l_{D8} + \Delta l_{K9}, \quad (7)$$

где Δl_{Ki} — величины деформаций костных элементов; Δl_{Di} — величины деформаций межпозвонковых дисков.

В общем виде для нашей модели выражение (7) можно записать как:

$$\Delta l = \sum_{i=1}^9 \Delta l_{Ki} + \sum_{j=1}^8 \Delta l_{Dj}. \quad (8)$$

Величина напряжений, возникающих в модели при сжатии под действием силы, определяется как отношение силы к площади сечения модели:

$$\sigma = \frac{F}{S}, \quad (9)$$

где F — величина действующей силы; S — площадь поперечного сечения модели.

Относительная продольная деформация модели определяется как отношение величины продольной деформации к общей длине модели:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (10)$$

или как отношение величины напряжения к величине модуля упругости:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E}. \quad (11)$$

Приравняв правые части уравнений (10) и (11), получаем:

$$\frac{\Delta l}{l} = \frac{\sigma}{E}, \quad (12)$$

где E — модуль упругости материала.

Из уравнения (12) выразим величину продольной деформации:

$$\Delta l = \sigma \frac{l}{E}. \quad (13)$$

Подставив значение величины напряжения из выражения (9) в выражение (13), получим:

$$\Delta l = \frac{Fl}{SE}. \quad (14)$$

Продольная деформация каждого отдельного сегмента модели, соответственно, определяется как:

— деформация позвонка:

$$\Delta l_K = \frac{Fh_K}{S_K E_K}, \quad (15)$$

где h_K — высота костного сегмента (позвонка); S_K — площадь поперечного сечения костного сегмента; E_K — модуль упругости кости;

— деформация диска:

$$\Delta l_D = \frac{Fh_D}{S_D E_D}, \quad (16)$$

где h_D — высота межпозвонкового диска; S_D — площадь поперечного сечения межпозвонкового диска; E_D — модуль упругости межпозвонкового диска.

Для упрощения расчета сделаем допущение, что высота всех позвонков одинакова:

$$h_{Ki} = h_K = 0,02 \text{ м}, \quad (17)$$

высота всех межпозвонковых дисков одинакова:

$$h_{Di} = h_D = 0,01 \text{ м}, \quad (18)$$

площадь поперечного сечения позвонков, дисков и модели в целом также одинакова:

$$S = S_K = S_D. \quad (19)$$

В этом случае уравнения (15) и (16) примут вид:

$$\Delta l_K = \frac{Fh_K}{SE_K} \quad (20)$$

и

$$\Delta l_D = \frac{Fh_D}{SE_D}. \quad (21)$$

Подставим полученные выражения в уравнение (8):

$$\Delta l = \sum_{i=1}^9 \frac{Fh_K}{SE_K} + \sum_{j=1}^8 \frac{Fh_D}{SE_D}. \quad (22)$$

Заменим левую часть уравнения (22) на правую часть уравнения (14) и получим:

$$\frac{Fl}{SE} = 9 \frac{Fh_K}{SE_K} + 8 \frac{Fh_D}{SE_D}. \quad (23)$$

Сократим левую и правую части уравнения на общий множитель $\frac{F}{S}$:

$$\frac{l}{E} = 9 \frac{h_K}{E_K} + 8 \frac{h_D}{E_D}. \quad (24)$$

Из полученного уравнения выразим значение модуля упругости межпозвонкового диска:

$$E_D = \frac{8h_D}{\frac{l}{E} - 9 \frac{h_K}{E_K}} \quad (25)$$

или

$$E_D = \frac{8EE_K h_D}{lE_K - 9Eh_K}. \quad (26)$$

Величину модуля упругости костной ткани возьмем по данным В.А. Березовского (1990) [1]:

$$E_K = 18350 \text{ МПа}.$$

В качестве общего модуля упругости модели из данных эксперимента возьмем максимальное значение модуля упругости для неповрежденной модели:

$$E = 18,94 \text{ МПа.}$$

Подставив числовые значения переменных в правую часть уравнения (26), найдем значение модуля упругости межпозвонкового диска:

$$E_d = \frac{8 \cdot 18,94 \cdot 10^6 \cdot 18350 \cdot 10^6 \cdot 0,01}{0,4 \cdot 18350 \cdot 10^6 - 9 \cdot 18,94 \cdot 10^6 \cdot 0,02},$$

$$E_d = \frac{2780392 \cdot 10^{10}}{(7340 - 3,41) \cdot 10^6} = 3,79 \text{ МПа.}$$

Выводы

По результатам проведенного экспериментального исследования можно сделать следующие выводы:

— изменение кривизны позвоночника под действием нагрузки незначительно, и им можно пренебречь при расчетах величины общего модуля упругости моделей;

— при увеличении объема разрушений позвоночно-двигательного сегмента Th12 величина укорочения модели под действием сжимающих нагрузок статисти-

чески достоверно увеличивается при всех величинах сжимающей силы;

— в зависимости от степени разрушения позвоночно-двигательного сегмента Th12 общий модуль упругости модели снижается за счет выпадения из опорной функции элементов сегмента;

— на основании данных эксперимента расчетным путем определен модуль упругости межпозвонкового диска, величина которого составила 3,79 МПа, что может быть использовано при математическом моделировании позвоночно-двигательных сегментов с использованием метода конечных элементов.

Список литературы

1. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. *Биофизические характеристики тканей человека: Справочник*. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
2. Писаренко Г.С. *Справочник по сопротивлению материалов* / Г.С. Писаренко, А.П. Яковлев, В.В. Матвеев; отв. ред. Писаренко Г.С. — 2-е изд-е, перераб. и доп. — К.: Наукова думка, 1988. — 736 с.
3. Наследов А. *SPSS 19: Профессиональный статистический анализ данных*. — СПб.: Питер, 2011. — 400 с.

Получено 19.10.2016 ■

Радченко В.О., Попсуйшапка К.О., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Тесленко С.О.
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МОДУЛЯ ПРУЖНОСТІ ПРЕПАРАТУ ГРУДОПОЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА СВИНІ

Резюме. Актуальність. При проведенні досліджень хребтово-рухових сегментів методом математичного моделювання всі дослідники стикаються з проблемою пошуку інформації про механічні властивості тканин опорно-рухової системи, зокрема модуля пружності міжхребцевих дисків. Проблема полягає в тому, що різні літературні джерела подають дані, що відрізняються в 10–100 разів. **Мета дослідження:** визначити експериментальним шляхом на препаратах грудопоперекового відділу хребта свині величину модуля пружності міжхребцевого диска. **Матеріали та методи.** Предметом дослідження була біомеханічна фізична модель вибухового перелому тіла Th12-хребця, за класифікацією ушкоджень грудного та поперекового відділів хребта Magerl et al. (1994), що відповідала групам А (підгрупа А2, А3), АВ (підгрупа В1.2, В2.3), АС (підгрупа С1.3). Модель була виконана на 4 анатомічних препаратах блоків хребтових сегментів тварини (свині) із нижньогрудного та поперекового відділів хребта (Th9–L5) із повністю збереженими дисками та зв'язковими структурами. Навантажувальні тести моделювали вертикальне осьове навантаження. **Результати.** У

результаті експерименту були отримані дані про величину деформації препаратів хребта в нормі та в умовах моделювання вибухового перелому Th12-хребця при різних величинах навантаження. На підставі експериментальних даних розрахована величина загального модуля пружності моделей. Проаналізовано ступінь впливу вигину хребта на величину повздовжньої деформації. Розрахована середня величина модуля пружності міжхребцевого диска грудопоперекового відділу хребта. **Висновки.** Зміна кривизни хребта під впливом навантаження незначна, та нею можна знехтувати при розрахунках величини загального модуля пружності моделей. Залежно від ступеня руйнувань хребтово-рухового сегмента Th12 загальний модуль пружності моделі зменшується за рахунок виключення з опорної функції елементів сегмента. На підставі даних експерименту шляхом розрахунків визначено модуль пружності міжхребцевого диска, який становив 3,79 МПа, що може бути використане при математичному моделюванні хребтово-рухових сегментів.

Ключові слова: хребет; міжхребцевий диск; модуль пружності

Radchenko V.A., Popsuyshapka K.A., Karpinskiy M.Y., Karpinskaya E.D., Teslenko S.A.
SE «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of AMS of Ukraine», Kharkiv, Ukraine

EXPERIMENTAL RESEARCH OF THE MODULUS OF ELASTICITY OF THE INTERVERTEBRAL DISC OF THE THORACIC SPINE OF PIG

Abstract. Introduction. All the researchers studying vertebral-motor segments by mathematical modeling faced with the problem of finding information on the mechanical properties of tissues of the musculoskeletal system, in particular the modulus of elasticity of the intervertebral discs. The problem is that different literature sources give very different data. The *aim* of the study was to determine experimentally the value of the intervertebral disc of the elastic modulus using preparations of thoracic spine of pig. **Materials and methods.** The subject of this study was biomechanical physical model of the explosive fracture of Th12 of the spine, according to the classification of injuries of thoracic and lumbar spine by Magerl et al. (1994), that response to groups A (subgroups A2, A3), AB (subgroups B1.2, B2.3), AC (subgroup C1.3). Biomechanical physical model was performed on four anatomical preparations of vertebrate segment blocks of animal (pig). The blocks are from lower thoracic and lumbar spine and (Th9–L5) with fully saved discs and ligamentous structures. Load tests in both groups simulated vertical axial load. **Results.** As

a result, the experimental data were obtained. The magnitude of deformation of the spine preparations was studied in normal conditions and under simulation of vertebra Th12 explosive fracture at different magnitudes of load. According to the results of the research the total magnitude of the modulus of elasticity models was calculated. The degree of spinal curvature influence on the spine longitudinal deformation was studied. The average magnitude of the modulus of elasticity of the thoracic spine intervertebral disc was calculated. **Conclusions.** The change in spinal curvature under load is insignificant, and can be neglected in calculating the total value of the modulus of elasticity. The increased volume of destruction of the vertebral-motor segment Th12 is associated with the reduction of the total modulus of elasticity due to segment falling out off the supporting function. On the basis of experimental data intervertebral disk modulus was defined. Its value 3.79 MPa, and it can be used for mathematical modeling of the vertebral-motor segments.

Keywords: spine; intervertebral disc; modulus of elasticity