

токосборных шин, коммутационные выводы и др. Такая работа в настоящее время проводится, она имеет более сложный характер, требует большего времени, хотя и не содержит принципиальных трудностей.

**Список литературы:** 1. Раушенбах Г. Справочник по проектированию солнечных батарей / Под ред. М.М. Колтуна. – М.: Энергоатомиздат, 1983. – 360 с. 2. Белан Н.В., Безручко К.В., Елисеев В.Б. и др. Бортовые энергосистемы космических аппаратов на основе солнечных и химических батарей. Ч.1. – Харьков: ХАИ, 1992. – 192 с. 3. Безручко К.В., Гайдужов В.Р., Губин С.В. и др. Солнечные батареи автоматических космических аппаратов (компоновка на КА, конструкции узлов, проектировочные расчеты). – Харьков: Национальный аэрокосмический университет «ХАИ», 2001. – 276 с. 4. Справочник по композиционным материалам: в 2-х кн. Кн. 2. Пер. с англ. / Под ред. Б.Э. Геллера. – М.: Машиностроение, 1988. – 584 с. 5. Углеродные волокна / Под ред. С. Симамура. – М.: Мир, 1987. – 534 с. 6. Garter A.A., deOlivera R., Gandi A. Novel Thermal, Management Structures and their application in new Hybrid Technologies and Feed – Through Structure. Geneva 1999, CERN 99-08. – P. 1-4.

*Поступила в редколлегию 20.02.2005.*

УДК 539.3:612.76

**Ю.В.ВЕРЕТЕЛЬНИК**, НТУ «ХПИ»

## **МОДЕЛИРОВАНИЕ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛОВ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ: МОДЕЛИ, ПОДХОДЫ, ЧИСЛЕННЫЙ ЭКСПЕРИМЕНТ**

Ця стаття присвячена деяким механічним аспектам дослідження напружено-деформованого стану тіла хребця. Побудовані уточнені моделі тіла хребця, які можуть бути використані при подальших дослідженнях. Проведений якісний і кількісний аналіз впливу модуля пружності і коефіцієнтів анізотропії на поведінку хребця.

This article is devoted to some mechanical research aspects of vertebra body stressedly-deformed state. The specified models are built vertebra bodies, which can be used for further researches. The quality and quantitative influencing analysis of the elasticity modulus and anisotropy is conducted on the vertebra behaviour.

### **Актуальность**

Биомеханические исследования костей и позвоночного столба в частности интенсивно ведутся последние 30 лет. Необходимость этих исследований вызвана целым рядом причин, таких как рост числа травм, попытками лечить такие повреждения, которые раньше были неоперабельными, а также достаточно большое число операций с послеоперационными осложнениями. Это стало возможно с появлением хорошо зарекомендовавших инструментов инженерных исследований, новых хирургических инструментов и роботов-манипуляторов. В совокупности они позволяют промоделировать и провести очень сложные операции.

Однако применять «в лобовую» инженерные методы исследования к биомеханическим системам практически невозможно, так как приходится учитывать ка-

чественно иную природу исследуемой системы. Ключевым моментом последней является сочетание в рамках одной системы «живой» биологической и чисто механической (металлической или керамической) частей. Биологические системы с одной стороны демонстрируют хорошую способность к самовосстановлению (при наличии соответствующих условий), с другой стороны характеризуются большим разбросом механических параметров. Первая особенность предоставляет врачу достаточно большую свободу в выборе способа лечения, ему требуется только «запрограммировать» процесс восстановления. А вторая особенность как раз приносит много проблем при учете индивидуальных особенностей, требуемом при лечении особо сложных случаев, так как при этом необходим очень точный выбор типа имплантанта, способа его установки и фиксации.

Эта статья посвящена некоторым механическим аспектам исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) тела позвонка и сегмента позвоночного столба, состоящего из нескольких позвонков. Автором был предпринят ряд попыток рассмотрения проблемы [1,2]. А именно, были построены в первом приближении геометрические и конечно-элементные модели как отдельного позвонка, так и сегментов из двух и трех позвонков, а также некоторых конструкций эндопротезов. Эти исследования, несмотря на достаточно достоверные результаты, показали необходимость уточнения в дальнейшем всех элементов системы позвонков-эндопротез-позвонков.

### Постановка задачи

При исследовании системы позвонков-эндопротез-позвонков используется более точная модель тела позвонка (рис. 1), чем в предыдущих исследованиях [1-3]. Исследуется НДС поясничного отдела позвоночного столба, при этом отрабатывается методика исследования травм собственно тела позвонка, что позволяет учесть известное из литературы распределение усилий на 80 % и 20 % между телом позвонка и отростками.

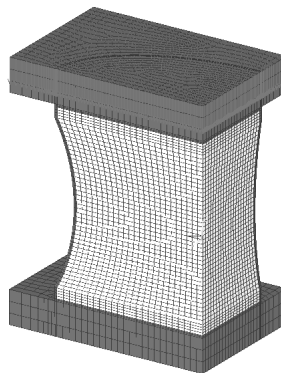


Рисунок 1 – Конечноэлементная модель тела позвонка

Таблица 1 – Свойства материалов

Материал	Модуль упругости E, МПа	Коэффициент Пуассона	Источник
Кортикальная кость	12000	0,3	[4,5]
Трабекулярная кость	67+/-45	0,2	[6]
	25	0,2	[4]
	100	0,2	[5]

Тело позвонка состоит из двух материалов: кортикальной и трабекулярной костей. Кортикальная кость является материалом оболочки тела позвонка, отростков и концевых пластинок. Основная часть позвонка состоит из трабекулярной кости. Трабекулярная кость – упругий и пористый, анизотропный материал с сильной неоднородностью. Его упругие и прочностные свойства сильно варьируются в зависимости от анатомического положения, возраста и заболеваний. Несмотря на то, что эти свойства очень сильно зависят от плотности, роль структуры и свойств материала ткани остается до сих пор малоизученной [6]. Размер поры – около 1 мм, а трабекулярная толщина – на порядок меньше. Трабекулярная микроструктура обычно ориентирована так, что «нити» ориентированы вдоль направлений наибольших механической жесткости и прочности. Направленность микроструктуры создает анизотропию механических свойств трабекулярной кости. Трабекулярная ткань, по сути, морфологически подобна кортикальной кости (анизотропный композит гидроксилатапата, коллагена, воды и некоторого количества других протеинов), но она собрана в «пакеты» пластичатых костей [7]. Подобно многим биологическим материалам, она демонстрирует зависимое от времени поведение, а также чувствительность к разрушению в процессе циклического нагружения.

Поскольку в литературе часто используются различные модели свойств трабекулярной ткани (в том числе изотропная модель, некоторая эквивалентная трансверсально анизотропная, а также микроизотропная с моделированием особенностей микрогеометрии), то для обоснования применения тех или иных моделей требуется сравнительное исследование поведения тела позвонка с разными свойствами трабекулярной кости под нагрузкой.

Таблица 2 – Коэффициенты анизотропии для расчета № 8 (см. табл. 3)

	Коэффициент анизотропии		Коэффициент анизотропии
$E_{ZZ}$	1,000	$E_{XX}/E_{ZZ}$	0,300
$\nu_{XY}$	0,266	$E_{YY}/E_{ZZ}$	0,300
$\nu_{ZX}$	0,117	$G_{XY}/E_{ZZ}$	0,153
$\nu_{ZY}$	0,117	$G_{XZ}/E_{ZZ}$	0,150
		$G_{YZ}/E_{ZZ}$	0,150

### Расчетные модели тела позвонка и результаты расчетов

В табл. 1 и 2 приведены физико-механические характеристики материала трабекулярной кости [4-6,8]. В табл. 3 – варианты расчетных моделей.

На основе трехмерного 20-узлового структурного конечного элемента была построена конечно-элементная модель четверти тела позвонка, состоящая из 29746 элементов. Влияние оставшейся части тела позвонка учитывалось условиями симметрии. Нагружение проводилось через две пластины. При этом нижняя пластина фиксировалась за нижнюю поверхность. Верхняя пластина нагружалась сжимающим усилием 500 Н.

Результаты расчетов сведены в табл. 4.

На рис. 2-4 сравнительные характеристики НДС для изотропных вариантов материала. На рис. 5-7 – результаты расчетов для различных значений модуля упругости изотропного материала трабекулярной кости. На рис. 8 – результаты для анизотропного материала трабекулярной кости.

Таблица 3 – Варианты расчетных моделей

№ серии	E, МПа	Примечание
1	22	Трабекулярная кость – изотропный материал
2	25	Трабекулярная кость – изотропный материал
3	67	Трабекулярная кость – изотропный материал
4	100	Трабекулярная кость – изотропный материал
5	112	Трабекулярная кость – изотропный материал
6	67	Все тело из одного материала
7	12000	Все тело из одного материала
8	анизотропия	Трабекулярная кость – анизотропный материал

Таблица 4 – Результаты расчетов

№ серии	max $U_z$ , $1 \cdot 10^{-3}$ м	max SEQV* в трабекулярной кости, МПа	max SEQV в кортикальной кости, МПа
1	0,12417	0,4965	148,9900
2	0,12341	0,5515	145,4600
3	0,10866	1,1483	115,3000
4	0,103	1,4679	101,5100
5	0,10074	1,5629	97,4750
6	0,93673	4,3650	4,3650
7	$6,75 \cdot 10^{-3}$	12,9370	12,9370
8	0,11264	0,6652	130,0900

\* эквивалентные по Мизесу напряжения

**Анализ результатов** позволяет сделать следующие выводы:

1. С увеличением модуля упругости трабекулярной кости наблюдается близкое к линейной зависимости уменьшение осевых перемещений точек верхней пластины позвонка. При этом увеличение модуля упругости с 22 до 112 МПа (в 5 раз) приводит к уменьшению перемещений с 0,125 мм до 0,10 мм (на 19 %).

2. С увеличением модуля упругости трабекулярной ткани напряжения в самой трабекулярной кости сильно растут примерно по линейной зависимости (с 0,49 МПа до 1,56 МПа). При этом практически в 1,5 раза снижаются напряжения в кортикальной кости.

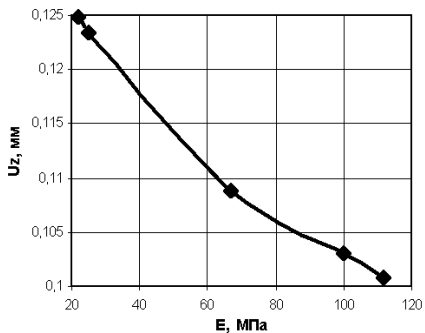


Рисунок 2 – Зависимость максимальных вертикальных перемещений от модуля упругости

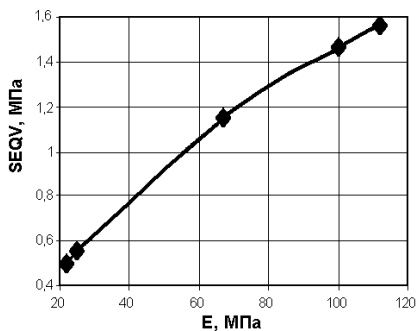


Рисунок 3 – Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений от модуля упругости в трабекулярной ткани

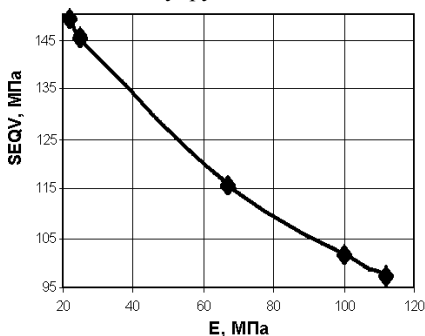


Рисунок 4 – Зависимость максимальных эквивалентных по Мизесу напряжений от модуля упругости в кортикальной оболочке

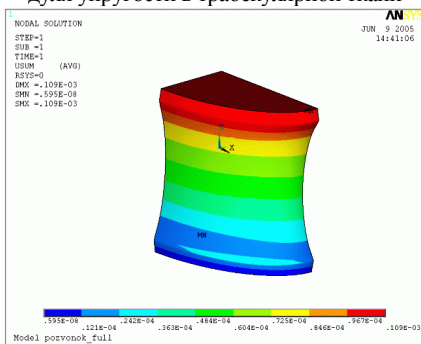


Рисунок 5 – Диаграмма распределения суммарных перемещений для первого расчета в теле позвонка (см.табл.3)

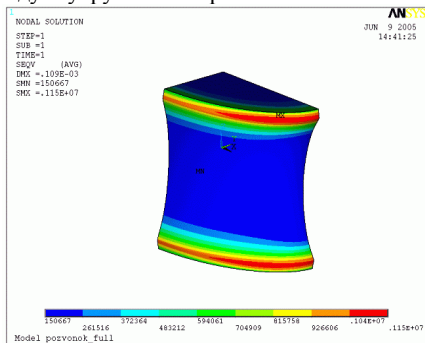


Рисунок 6 – Диаграмма распределения эквивалентных по Мизесу напряжений для первого расчета в трабекулярной ткани (см.табл.3)

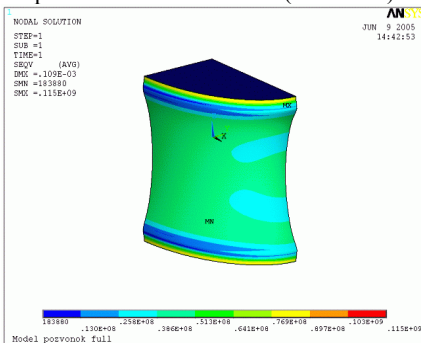


Рисунок 7 – Диаграмма распределения эквивалентных по Мизесу напряжений для первого расчета в кортик. оболочке (см.табл.3)

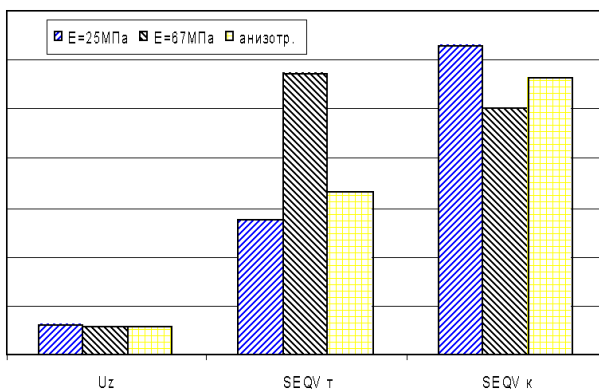


Рисунок 8 – Влияние анизотропии на НДС

3. При учете анизотропии материала трабекулярной кости перемещения и напряжения в кортикальной кости практически не меняются по сравнению с изотропным случаем при  $E = 67$  МПа. А в трабекулярной ткани наблюдается практически 2-кратное уменьшение напряжения (почти уровень изотропного материала с  $E = 25$  МПа).

### Выводы и направления дальнейших исследований

Предложенная технология исследований реализована в виде соответствующего программного обеспечения, параметрических геометрических и конечно-элементных моделей позвонков. Получены результаты сравнительного анализа напряженно-деформированного состояния тел позвонков с различными свойствами трабекулярной ткани.

Таким образом, можно сделать следующие выводы:

1. Проверена работоспособность предложенной технологии исследования напряженно-деформированного состояния элементов биомеханических систем на ряде конкретных примеров.
2. Построены уточненные модели тела позвонка, которые могут быть использованы при дальнейших исследованиях.
3. Проведен качественный и количественный анализ влияния модуля упругости и коэффициентов анизотропии на поведение позвонка.
4. Полученные результаты и модели могут быть положены в основу при разработке критериев проектирования эндопротезов.

Все это позволяет заключить, что разработан достаточно мощный инструмент моделирования НДС биомеханических систем.

В качестве основных направлений дальнейших исследований предлагаются следующие.

1. Разработка уточненных моделей трабекулярной кости на основе экспериментальных данных и расчета напряженно-деформированного состояния микроструктур на уровне трабекул.

2. Разработка моделей биомеханических систем, включающих эндопротез и тела позвонков.

3. Разработка программного обеспечения для формирования специализированной системы автоматизированного анализа и синтеза элементов биомеханических систем.

**Список литературы:** 1. *Веретельник Ю.В.* Модели элементов биомеханических систем: решение прямых и обратных задач // *Механіка та машинобудування*. Науково-технічний журнал. – Харків: НТУ «ХПИ», 2004. – № 2. – С.63-67. 2. *Ткачук Н.А., Веретельник Ю.В.* К вопросу анализа и синтеза элементов биомеханических систем // *Вісник Національного технічного університету «ХПИ»*. Збірник наукових праць. Тематичний випуск: Динаміка і міцність машин. – Харків: НТУ «ХПИ», 2004. – № 31. – С.149-152. 3. *Ткачук М.А., Радченко В.А., Веретельник Ю.В.* Узагальнений параметричний опис складних біомеханічних. Стаття опублікована в цьому збірнику. 4. *Tobias Pitzen, Fred H. Geisler, Dieter Matthis.* The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment // *Eur. Spine J.* (2001). – 10: 23-29. 5. *V.K. Goel, Y.E. Kim, T.-H. Lim, J.N.Wienstein.* An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation // *Spine vol. 13,* 9:1003-1011. 6. *Tony M. Keaveny, Elise F. Morgan, Glen L. Niebur, Oscar C. Yah.* Biomechanics of trabecular bone // *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2001. – 3: 307-33. 7. *Choi K, Goldstein SA.* A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue // *J. Biomech.* 1992. – 25: 1371–81. 8. *Michael A.K. Liebschner, David L. Koppehdahl, William S. Rosenberg, Tony M. Keaveny* Finite element modeling of the human thoracolumbar spine // *Spine vol. 28,* 6:559-565.

*Поступила в редколлегию 25.04.2005.*

УДК 539.3

**С.М.ВЕРЕЩАКА**, канд.техн.наук, НТУ «ХПИ»

### **К ИССЛЕДОВАНИЮ КОНТАКТНЫХ НАПРЯЖЕНИЙ ПРИ ИЗГИБЕ ДВУХСЛОЙНЫХ ПЛАСТИН ИЗ СТЕКЛОПЛАСТИКА С МЕЖФАЗНЫМИ ДЕФЕКТАМИ СТРУКТУРЫ**

Пропонується варіант геометрично нелінійної дискретно-структурної теорії багатосарових конструкцій досліджується напружено-деформований стан анізотропних елементів з міжфазними дефектами структури матеріалу. Рівняння рівноваги та геометричні співвідношення отримані з урахуванням впливу деформацій поперечного зсуву та обтиснення. Результати теоретичних досліджень порівнюються з експериментальними даними.

On the basis of the geometric nonlinear discrete - structural theory of multy-layer plates and shells the intense – deformed status of anisotropic elements with defects in structure of material is investigated. At the conclusion of the equations of balance and geometrical parity the influence of deformations of cross shift and cross-pressure is taken into account. The results of theoretical researches are compared with experimental data.

Значительное различие физико-механических характеристик отдельных компонент структуры слоистых тонкостенных элементов конструкций стало причиной создания адекватных дискретно-структурных теорий для расчета