

# МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ОБРАБОТКА ДАННЫХ

---

УДК 531

doi: 10.18101/2304-5728-2017-2-54-60

## ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕФОРМАЦИОННОГО ПОВЕДЕНИЯ МЕЖПОЗВОНКОВОГО ДИСКА ПРИ НАКЛОНЕ СЕГМЕНТА ПОЗВОНОЧНИКА

© Колмакова Татьяна Витальевна

доктор физико-математических наук, профессор,

Национальный исследовательский Томский государственный университет

Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, 36

E-mail: kolmakova@ftf.tsu.ru

© Рикун Юлия Александровна

аспирант,

Национальный исследовательский Томский государственный университет

Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, 36

E-mail: yulirik.93@mail.ru

В статье представлена модель сегмента шейного отдела позвоночника (С3-С4) и результаты расчета деформационного поведения межпозвоночного диска с учетом его дегенеративных изменений. Модель сегмента строилась на основе литературных экспериментальных данных с учетом наличия кортикальной и губчатой костной ткани позвонков. Моделирование дегенеративных изменений межпозвоночного диска осуществлялось путем уменьшения высоты диска и увеличения его модуля упругости, что в реальности наблюдается в результате уменьшения содержания воды в диске. Построение геометрической модели сегмента шейного отдела позвоночника и расчеты напряженно-деформированного состояния проводились в программном комплексе ANSYS. Результаты расчетов показывают, что наибольшее выпячивание межпозвоночного диска наблюдается при уменьшении его высоты. Значения перемещений диска уменьшаются с увеличением модуля упругости.

**Ключевые слова:** компьютерное моделирование; межпозвоночный диск; дегенеративные изменения; шейный сегмент позвоночника; деформационное поведение; выпячивание межпозвоночного диска.

### Введение

Специалисты, профессиональная деятельность которых связана как с разработкой методов коррекции органов и структур человеческого организма, так и с созданием имплантатов, сталкиваются с необходимостью прогнозирования поведения структур человеческого организма при различных внешних воздействиях. Использование методов компьютерного моделирования создает предпосылки для более глубокого понимания закономерностей функционирования человеческого организма в норме и при патологиях, способствующего разработке рекомендаций по созданию

имплантатов, замещающих отдельный орган или его часть, и эффективных методов коррекции системы в целом.

Одной из важнейших конструкций человеческого организма является позвоночник. Его строение позволяет выполнять функции опоры и движения [1]. Основной причиной появления сильных болей в спине и шее у людей среднего и пожилого возраста являются дегенеративные изменения межпозвоночного диска [2].

Радикальным методом лечения в таких случаях является замена межпозвоночного диска имплантатом. Адекватная разработка и индивидуальный подбор имплантатов играют решающую роль в лечении человека. Неправильный выбор материалов и конструкции имплантатов может привести к ухудшению состояния костной ткани и функционированию позвоночника в целом.

Задачи механики, возникающие при создании имплантатов биологических тканей, решаются на основе исследования структуры и механического поведения самих биологических тканей и включают в себя установление основных требований к заменителям с точки зрения механики материалов имплантатов [3].

Целью данной работы является исследование влияния деградации межпозвоночного диска на его деформационное поведение при наклоне сегмента шейного отдела позвоночника вперед.

### **1. Модель шейного сегмента позвоночника**

Геометрическая модель сегмента строилась на основе литературных данных, экспериментально полученных размеров [4].

Разработан и реализован алгоритм построения геометрической модели в системе *ANSYS* на языке *APDL*. Алгоритм позволяет автоматизировать процесс перестройки модели при изменении входящих параметров.

На рис. 1 показана геометрическая модель сегмента шейного отдела позвоночника [5, 6]. Модель включает в себя позвонки С3 (1) и С4 (2), МПД (3), фасеточные суставы (4), межкостную связку (5), позвоночные дуги (6), остистые отростки (7), поперечные отростки (8) и суставные отростки позвонков (9).

В позвонках учитывалось наличие кортикальной и губчатой костной ткани. На рис. 1б губчатая ткань отмечена номером 10, тонкий слой [7] кортикальной ткани охватывает тела позвонков. Считалось, что позвоночные дуги и отростки позвонков полностью состоят из компактной костной ткани. Ось *Z* системы координат направлена вдоль оси сегмента. Ось *X* направлена в переднезаднем направлении сегмента позвоночника.

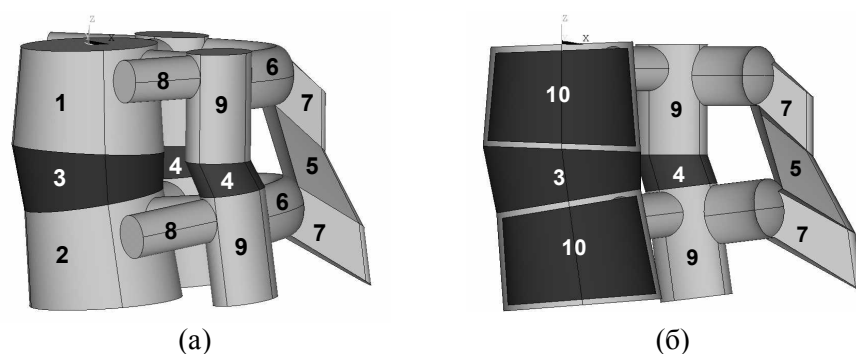


Рис. 1. Геометрическая модель сегмента шейного отдела позвоночника: (а) изометрический вид, (б) вид сбоку в сечении

Материалы кортикальной и губчатой костных тканей тел позвонков, материалы межпозвоночного диска, фасеточных суставов, межкостных связок, позвоночных дуг и отростков считались изотропными линейными упругими материалами. Моделирование дегенеративных изменений межпозвоночного диска осуществлялось путем уменьшения высоты диска ( $h$ ) с 6 до 4,3 мм и увеличения модуля упругости ( $E$ ) с 2,5 до 98 МПа в соответствии с литературными данными [8, 9], что в реальности является результатом снижения содержания воды в диске [2].

Задача решалась в рамках линейной теории упругости. Напряженно-деформированное состояние сегмента шейного отдела позвоночника рассчитывалось в программном комплексе *ANSYS* с использованием метода конечных элементов. Нижняя поверхность тела позвонка С4 жестко фиксировалась. Верхняя поверхность позвонка С3 была нагружена силой, равной 1 000 Н. В центральной точке верхней поверхности тела позвонка С3 задавался момент на сгибание в отрицательном направлении оси  $X$ , равный 7,5 Н·мм [10]. Заданные нагрузки соответствуют физиологическому сгибанию сегмента вперед.

## 2. Исследование деформационного поведения межпозвоночного диска

На рис. 2 показаны поля перемещений в направлении оси  $X$  вместе с деформационными формами сегмента. Видно, что максимальные по модулю перемещения межпозвоночного диска вдоль оси  $X$  возникают в передней его части, это происходит за счет выпячивания диска в направлении сгибания сегмента.

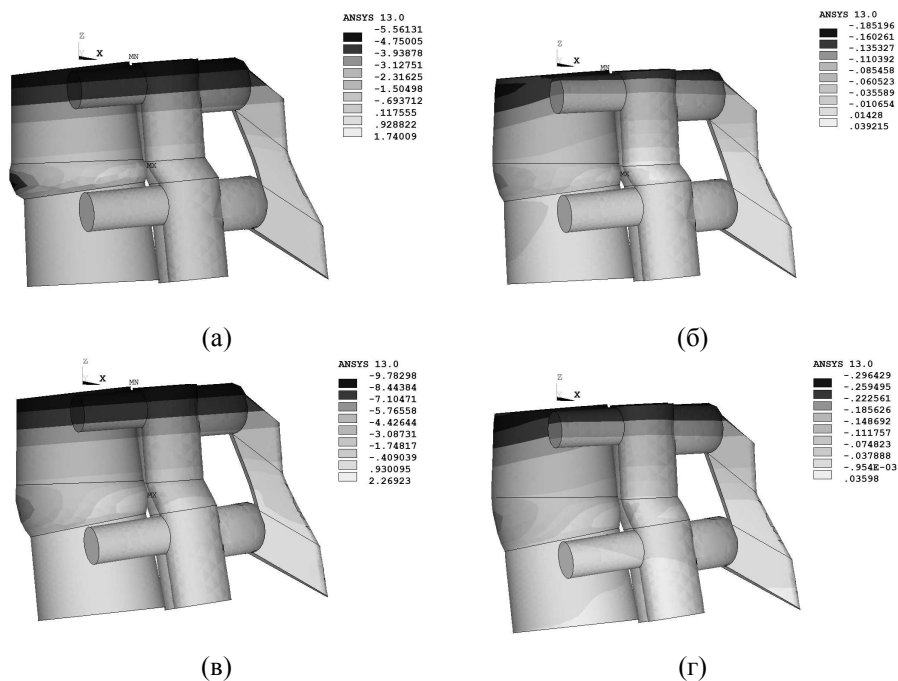


Рис. 2. Поля перемещений  $UX$  (мм) и деформационные формы С3–С4 шейного сегмента  
 (а) –  $h=4.3$  мм,  $E=2.5$  МПа; (б)–  $h=4.3$  мм,  $E=98$  МПа;  
 (в)–  $h=6$  мм,  $E=2.5$  МПа; (г)–  $h=6$  мм,  $E=98$  МПа

В работе степень выпячивания межпозвонкового диска определяется отношением величины его максимального абсолютного перемещения  $UX$  ( $\max |UX|^{**}$ ) к величине абсолютного перемещения передней точки нижней поверхности позвонка С3 ( $|UX|^{*}$ ). Чем выше это значение, тем больше происходит выпячивание межпозвонкового диска при сгибании сегмента вперед.

На рис. 3 представлены зависимости величины выпячивания межпозвонкового диска от его высоты и модуля упругости.

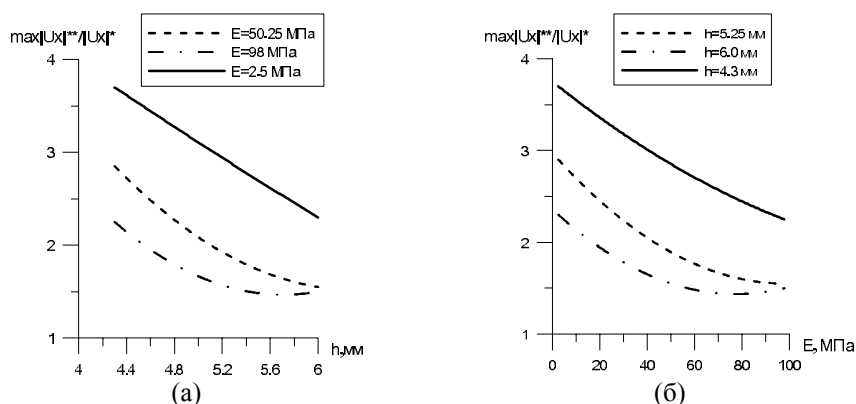


Рис. 3. Зависимость величины выпячивания межпозвоночного диска от его высоты (а) и модуля упругости (б)

Из графиков видно, что зависимость параметра выпячивания межпозвоночного диска от его высоты (рис.3, а) при модуле упругости 2.5 МПа имеет линейный характер, с увеличением модуля упругости проявляется ее нелинейность. Аналогичным образом зависимость параметра выпячивания диска от его модуля упругости (рис.3, б) при высоте 4.3 мм близка к линейной, по мере увеличения высоты диска проявляется ее нелинейность.

Степень выпячивания межпозвоночного диска увеличивается с уменьшением его высоты и снижается с повышением его модуля упругости. Уменьшение высоты межпозвоночного диска с 6 мм до 4.3 мм при модуле его упругости 2.5 МПа приводит к увеличению величины выпячивания диска в направлении сгибания сегмента в 1.6 раза, при модуле упругости 50.25 МПа — в 1.8 раза, при модуле упругости 98 МПа — в 1.5 раза. Причем при модуле упругости межпозвоночного диска 98 МПа и его высотах от 5.2 мм до 6 мм величина выпячивания диска меняется незначительно (рис. 3, а). Увеличение модуля упругости межпозвоночного диска с 2.5 МПа до 98 МПа при его высоте 4.3 мм приводит к снижению величины выпячивания диска в направлении сгибания сегмента в 1.6 раза, при высоте 5.25 мм — в 1.8 раза, при высоте 6 мм — в 1.5 раза.

Наибольшее выпячивание межпозвоночного диска наблюдается при его высоте 4,3 мм и модуле упругости 2,5 МПа. Одинаковым значением параметра выпячивания межпозвоночного диска равным 2.3 обладают сегменты шейного отдела позвоночника с высотами диска 4.3 мм, 6 мм и модулями упругости 98 МПа, 2.5 МПа соответственно. Значением параметра выпячивания межпозвоночного диска, равным 2.9, обладают сегменты шейного отдела позвоночника с высотами диска 4.3 мм, 5.25 мм и модулями упругости 50.25 МПа, 2.5 МПа соответственно. Значением параметра выпячивания межпозвоночного диска, равным 1.55, обладают сегменты шейного отдела позвоночника с высотами диска 6 мм, 5.25 мм и модулями упругости 50.25 МПа, 98 МПа соответственно.

### **Заключение**

В результате проведенного исследования получены следующие результаты и выводы.

Исследовано деформационное поведение межпозвоночного диска с различной высотой и модулем упругости при наклоне вперед шейного сегмента позвоночника. Результаты исследования показали, что степень выпячивания межпозвоночного диска увеличивается с уменьшением его высоты и снижается с повышением его модуля упругости. Исследование влияния уменьшения высоты диска с 6 мм до 4.3 мм показало увеличение величины выпячивания при модуле упругости 2.5 МПа в 1.6 раза, при модуле упругости 50.25 МПа — в 1.8 раза, при модуле упругости 98 МПа — в 1.5 раза. Исследование влияния повышения модуля упругости диска с 2.5 МПа до 98 МПа показало снижение величины выпячивания при высоте диска 4.3 мм в 1.6 раза, при 5.25 мм — в 1.8 раза, при 6 мм — в 1.5 раза. Выявлено, что одинаковым значением выпячивания, равным 2.3, обладают межпозвоночные диски с характеристиками:  $h=4.3$  мм,  $E=98$  МПа и  $h=6$  мм,  $E=2.5$  МПа; значением 2.9 —  $h=4.3$  мм,  $E=50.25$  МПа и  $h=5.25$  мм,  $E=2.5$  МПа; значением 1.55 —  $h=6$  мм,  $E=50.25$  МПа и  $h=5.25$  мм,  $E=98$  МПа. Наибольшим выпячиванием в направлении сгибания сегмента обладает межпозвоночный диск высотой 4,3 мм и модулем упругости 2,5 МПа. Результаты исследования могут быть полезны специалистам в области биомеханики, медицинского материаловедения и протезирования.

### **Литература**

1. Latif M. J. A. Characterisation and Modelling of Spinal Facet Joints: Ph.D. thesis. United Kingdom: The University of Leeds School of Mechanical Engineering, 2011. 336 p.
2. Wang Y., Chen H., Zhang L., Liu J., Wang Z. Influence of degenerative changes of intervertebral disc on its material properties and pathology // Chinese Journal of Traumatology. 2012. Vol. 15. P. 67–76.
3. Бегун П. И., Шукейло Ю. А. Биомеханика: Учебник для вузов. СПб.: Политехника, 2000. 463 с.
4. Tan S. H. Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans // European Spine Journal. 2004. Vol. 13. P. 137–146.
5. Kolmakova T. V. Study of the influence of degenerative intervertebral disc changes on the deformation behavior of the cervical spine segment in flexion // AIP Conference Proceedings. 2016. Vol. 1783. P. 020095-1–020095-4.
6. Колмакова Т. В., Телегина А. В., Рикун Ю. А. Исследование деформационного поведения межпозвоночного диска шейного сегмента позвоночника при наклоне вперед // V Международная научно-техническая конференция молодых ученых, аспирантов и студентов (Томск, 5–7 декабря 2016 г.): сб. тр. Томск: STT, 2016. С. 536–537.
7. Panzer M. B. Numerical modeling of the human cervical spine in frontal impact: Master thesis. Canada, 2006. 248 p.

8. Ng H. W., Teo E. C., Lee V. S. Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4–C6 under compression, anterior and posterior shear // *Journal of Biomechanics*. 2001. Vol. 23. P. 155–164.
9. Yang H., Jekir M. G, Davis M. W, Keaveny T. M Effective modulus of the human intervertebral disc and its effect on vertebral bone stress // *Journal of Biomechanics*. 2016. Vol. 49. P. 1134–1140.
10. Hueston S., Macola M. T., Mabe I., Goswami T. Cervical Spine Anthropometric and Finite Element Biomechanical Analysis // *Human Musculoskeletal Biomechanics*. 2012. Vol. 6. P. 107–158.

#### STUDY OF DEFORMATION BEHAVIOR OF THE INTERVERTEBRAL DISC WITH THE SLOPE OF CERVICAL SPINE SEGMENT

*Tatyana V. Kolmakova*

Dr. Sci. (Phys. and Math.), Professor,  
National Research Tomsk State University  
36 Lenina Prospect, Tomsk 634050, Russia

*Yuliya A. Rikun*

Research Assistant,  
National Research Tomsk State University  
36 Lenina Prospect, Tomsk 634050, Russia

The article describes the model of the cervical spine segment (C3-C4) and the results of calculating the deformation behavior of the intervertebral disc taking into account its degenerative changes. The segment model is based on the experimental data considering the presence of cortical and cancellous bone tissue of vertebral bodies. Modeling of degenerative changes of the intervertebral disc have been carried out by reducing the height of the disc and increasing its modulus of elasticity, which in reality is observed as a result of water content decrease in the disk. The construction of the geometric model of the cervical spine segment and the calculations of the stress-strain state were carried out in the ANSYS software complex. The calculation results show that the greatest protrusion of the intervertebral disc is observed when its height is reduced. The values of disk displacements reduce with the increasing of elastic modulus.

*Keywords:* computer simulation; intervertebral disc; degenerative changes; cervical spine segment; deformation behavior; protrusion of the intervertebral disc.