

В.Г. Ковешников, В.В. Маврич и Е.С. Болгова

МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА ЧЕЛОВЕКА ПРИ РАЗЛИЧНОЙ ВЫРАЖЕННОСТИ ЛОРДОЗА (НА ОСНОВЕ ТРЕХМЕРНОГО КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ)

Кафедра анатомии (зав. — проф. В.Г. Ковешников) Луганского государственного медицинского университета,
e-mail: mavrych@mail.ru

Исследование посвящено изучению границ индивидуальной изменчивости поясничного лордоза человека. Исследованы 224 ЯМР-томограммы людей зрелого возраста при использовании морфометрических, статистических методик, метода трехмерного компьютерного моделирования и конечно-элементного анализа. Разработан аппаратно-программный комплекс для морфометрических исследований и новый способ создания трехмерных компьютерных моделей поясничного отдела позвоночника. Применение трехмерного моделирования позволило расширить представления о биомеханике позвоночного столба. Были рассчитаны напряжения и деформации во всех поясничных позвонках и межпозвоночных дисках на основе созданных трехмерных компьютерных моделей позвоночника. Конечно-элементный анализ доказал, что нормальный угол поясничного лордоза является оптимальным для передачи соответствующих нагрузок на сжатие, а крайние формы индивидуальной изменчивости (высокие степени гипер- и гиполордоза), меняя геометрию позвоночного столба, приводят к снижению функциональности этой системы.

Ключевые слова: *позвоночник, лордоз, напряжение, компьютерное моделирование.*

Создание и исследование трехмерных компьютерных моделей различных органов человека имеет как теоретический интерес, так и большое практическое значение [11]. Исследование свойств этих моделей позволяет оптимизировать различные хирургические вмешательства, подбирать материалы с необходимыми механическими свойствами, совершенствовать биомеханические конструкции, глубже понять патогенез различных заболеваний [2]. Особенно большое значение это направление имеет в травматологии и ортопедии: появились работы по исследованию различных способов фиксации позвоночных сегментов, замещению межпозвоночных дисков, использованию различных видов трансплантатов [5, 10]. Тем не менее, в настоящее время нет единого подхода к моделированию сегментов позвоночного столба: большинство используемых моделей отличаются схематичностью и неоправданной упрощенностью, совершенно не учитывают возраст, пол и конституцию пациента [8]. Кроме того, сложным является правильное моделирование суставных отростков, межпозвоночного диска с ядром и связок между позвонками, расчета векторов сил мышц позвоночного столба и других факторов (поясничного лордоза и пояснично-крестцового угла) — все это существенно влияет на результаты моделирования поведения этих систем под воздействием различных механических нагрузок [6, 9]. Изучение этих вопросов и составило цель настоящей работы.

Материал и методы. Материалом исследования послужили 224 ядерно-магнитно-резонансные (ЯМР)-томограммы поясничного отдела позвоночного столба мужчин и женщин II периода зрелого возраста, предоставленные архивом Луганского научно-исследовательского центра «Резонанс» (дир. — проф. В.Н. Комаревцев). К этому возрасту морфометрические показатели позвоночного столба относительно стабилизируются. Достаточное количество исследуемых объектов позволило установить границы и крайние формы анатомической изменчивости.

Обработку графических изображений и анализ цифровых данных, построение трехмерных (3D) компьютерных моделей и их анализ методом конечных элементов проводили на базе многопрофильных научных лабораторий кафедры нормальной анатомии Луганского государственного медицинского университета. ЯМР-томограммы изучали при помощи авторской компьютерной программы для морфометрических исследований «Morpholog» (Свидетельство о регистрации авторского права на программное обеспечение № 9604 Украина 19.03.2004 г.). При этом томограммы с костной патологией исключали из исследования, а остальные изображения приводили к формату точечных — *.bmr и загружали в программу. Алгоритм работы с программой при исследовании ЯМР-томограмм заключался в следующем: вначале создавали калибровочный файл на основе 5-сантиметрового отрезка присутствующего на каждом ЯМР-изображении, после чего все измерения проводили в режиме реальных величин; затем выставляли 4 маркерные точки по углам каждого из 5 поясничных позвонков, после чего программа автоматически вычисляла контурные сагиттальные размеры позвонков (переднюю и заднюю высоту тел, верхний и нижний сагиттальный диаметр позвонков); следующим шагом было измерение толщины середины межпозвоночных дисков как расстояние между серединами замыкательных пластинок смежных позвонков; далее проводили измерение сагиттального диаметра позвоночного канала: на уровне середины тела

соответствующего позвонка измеряли отрезок между задним краем тела позвонка и основанием дуги позвонка; затем измеряли угол поясничного лордоза как угол между перпендикулярами, восстановленными от прямых, проведенных через верхний контур L_1 и нижний контур L_5 ; пояснично-крестцовый угол измеряли как угол между прямыми линиями, проведенными по передней поверхности крестца и переднему краю L_5 . На завершающем этапе программа автоматически загружала полученные результаты в базу данных, после чего проводили их статистическую обработку.

Построение трехмерных моделей поясничных позвонков, межпозвоночных дисков, связок и в целом поясничного отдела позвоночного столба осуществляли на компьютере Athlon-XP2000+, с использованием алгоритмов твердотельного параметрического моделирования. Математический анализ полученных 3D-моделей осуществляли методом конечных элементов (КЭ) [1, 4] при статическом анализе на сжатие с учетом предварительно полученных данных биомеханических испытаний нативных препаратов [3]. Статистическую обработку полученных данных проводили, используя методы параметрической статистики, корреляционного и регрессионного анализов.

Результаты исследования. В начале наших исследований были созданы конечно-элементные модели поясничных позвонков, затем позвоночных сегментов и, наконец, в целом поясничного отдела позвоночного столба. Наши модели позвоночных сегментов включают все элементы нативных анатомических структур (позвонки, связки, межпозвоночные диски в реальных размерах). При создании сети КЭ мы использовали элементы размером 4,15 мм.

При статистическом анализе угловых показателей поясничного отдела позвоночного столба были получены следующие результаты: средние значения для угла лордоза — $151 \pm 10^\circ$, медиана 152° , интервал значений — от 112 до 175° , при доверительном интервале $145\text{--}157^\circ$. Для пояснично-крестцового угла аналогичные значения составили — среднее $123 \pm 10^\circ$, медиана 123° , разброс значений от 95 до 160° , при доверительном интервале $118\text{--}130^\circ$.

Используя принцип Фергюссона [7], установили, что на исследуемом материале нормальные показатели угла поясничного лордоза находились в интервале $145\text{--}157^\circ$, что совпадает с границами доверительного интервала. Эти значения встречались в 131 случае из 224 (58,5 %) и, кроме того, наблюдалось нормальное распределение для данной выборки (рис. 1). Гиперлордоз (угол был меньше 145°) был обнаружен в 21,9 % случаев, при этом минимальное значение (112°) зарегистрировано у женщины 52 лет, а гиполордоз (значение угла более 157°) наблюдался в 19,6 % случаев, при этом максимальное значение 175° встречалось в трех случаях у мужчин 37, 39 и 43 лет.

Для изучения влияния угла поясничного лордоза на биомеханику движений поясничного отдела позвоночного столба были созданы три его модели в соответствии с результатами индивидуальной изменчивости данного показателя по ЯМР-томограммам: 3D-модель нормолордоза — угол изгиба позвоночного столба 152° , 3-D-модель гиперлордоза — 112° и 3D-модель гиполордоза, в которой угол составил 175° . Эти модели включали все поясничные позвонки, межпозвоночные диски и связки позвоночного столба, а основанием служила неподвижно фиксированная верхняя замыкательная пластинка S_1 . Для каждой модели была сгенерирована сеть КЭ со стандартными размерами элемента. Количество элементов и узлов определялось трехмерной геометрией модели: модель нормолордоза включала 51 332 элемента и 13 077 узлов с 258 234 степенями свободы, модель гиперлордоза — 59 069 элементов, 14 090 узлов, 286 347 степеней свободы и модель гиполордоза — 56 032 элемента, 13 702 узла, 275 652 степени свободы. Все модели были анализированы на статическое сжатие со стандартными условиями: сила, приложенная на верхнюю замыкательную пластинку L_1 перпендикулярно ее поверхности,

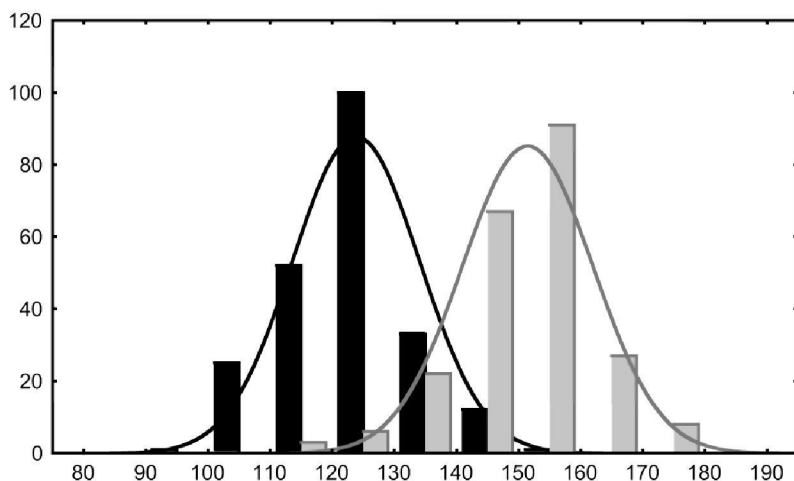


Рис. 1. Частота встречаемости значений пояснично-крестцового угла (черные столбики) и угла поясничного лордоза (белые столбики).

По оси абсцисс — количество случаев; по оси ординат — величина угла в градусах.

составляла 1331 Н, замыкательная пластинка S_I была фиксирована неподвижно.

При изучении 3D-модели нормолордоза были получены следующие результаты: напряжения на передней поверхности позвонков составили: L_I — 2,68 МПа, L_{II} — 4,64 МПа, L_{III} — 7,52 МПа, L_{IV} — 12,48 МПа и на L_V — 19,33 МПа, а на передней поверхности межпозвоночных дисков — $L_{I/II}$ — 0,74 МПа, $L_{II/III}$ — 0,97 МПа, $L_{III/IV}$ — 1,5 МПа, $L_{IV/V}$ — 2,38 МПа и на L_V/S_I — 6,2 МПа. Таким образом, во-первых, напряжения на расположенном ниже диске были меньше, чем на позвонке на 68–81%; а во-вторых, напряжения в позвонках нарастают в каудальном направлении от позвонка к позвонку на 55–73%, а в межпозвоночных дисках — на 31–59% и лишь на последнем диске — на 161%. Соответственно межпозвоночный диск, расположенный между L_V и S_I , отличается от остальных максимальной толщиной и объемом движений.

Результаты исследования двух других моделей показали иной характер распределения напряжений в позвонках и межпозвоночных дисках (рис. 2). Так, для модели гиперлордоза максимальные напряжения регистрировались на передней поверхности L_{IV} и, особенно, L_V позвонков, где расположены зоны, в которых напряжения превышают уровень 20 МПа (см. рис. 2, а). Количественный анализ распределения напряжений в элементах этой модели дал следующие результаты: для позвонков — L_I — 3,92 МПа, L_{II} — 7,00 МПа, L_{III} — 13,54 МПа, L_{IV} — 25,24 МПа, L_V — 48,41 МПа и для межпозвоночных дисков — $L_{I/II}$ — 0,64 МПа, $L_{II/III}$ — 1,48 МПа, $L_{III/IV}$ — 2,93 МПа, $L_{IV/V}$ — 5,52 МПа и L_V/S_I —

9,99 МПа. Таким образом, во-первых, напряжения в позвонках превышают напряжения в расположенных ниже межпозвоночных дисках на 78–84%, во-вторых, они нарастают в каудальном направлении от позвонка к позвонку на 79–93%, а от диска к диску — на 81–131% и, в-третьих, все напряжения в позвонках при гиперлордозе превышают аналогичные значения для нормолордоза в 1,5–2,5 раза, а в дисках — в 0,9–2,3 раза (причем разница нарастает от L_I к L_V). При анализе модели было выяснено, что максимально деформируемыми участками являются передняя и задняя поверхность L_V/S_I межпозвоночного диска, при этом значения деформаций не превышают 3–4%, а максимальным смещениям подвержены L_I – L_{II} позвонки.

При исследовании на сжатие 3D-модели гиполордоза были получены такие результаты: максимальным напряжениям подвержены нижние края всех поясничных позвонков, при этом концентрация напряжения нигде не достигает уровня 20 МПа (см. рис. 2, б). При численном анализе распределения напряжений под влиянием сжатия в этой модели было выяснено, что напряжения в позвонках равны: L_I — 3,69 МПа, L_{II} — 4,02 МПа, L_{III} — 4,08 МПа, L_{IV} — 4,07 МПа и L_V — 3,91 МПа. А в межпозвоночных дисках они составляют $L_{I/II}$ — 0,79 МПа, $L_{II/III}$ — 0,78 МПа, $L_{III/IV}$ — 0,75 МПа, $L_{IV/V}$ — 0,78 МПа и L_V/S_I — 0,85 МПа. Таким образом, во-первых, как и в двух предыдущих моделях напряжения в межпозвоночных дисках ниже, чем в расположенных выше позвонках на 78–82%. Во-вторых, в отличие от ранее описанных моделей, не происходит нарастания напряжений в элементах модели в

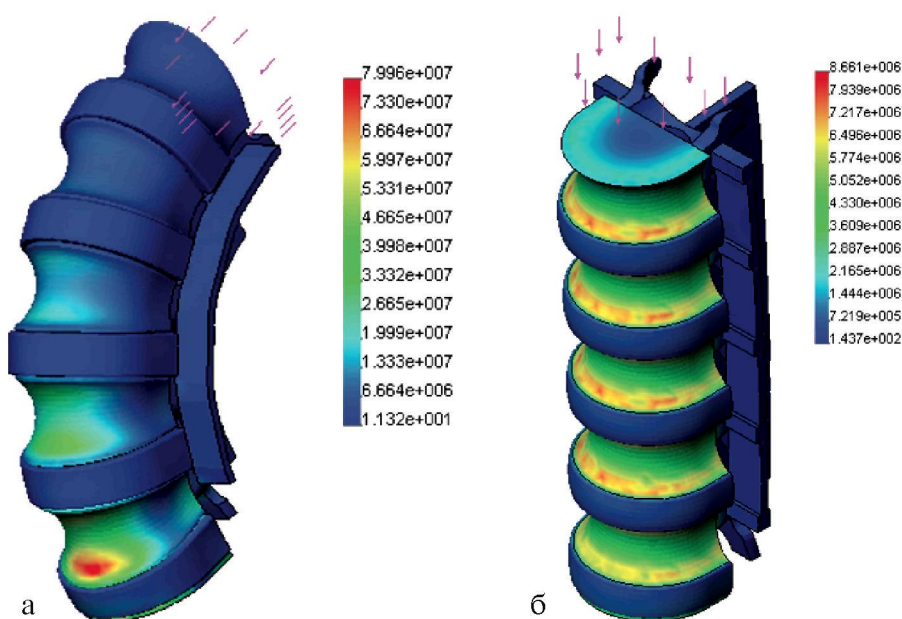


Рис. 2. Распределение напряжений в 3D-моделях поясничного отдела позвоночника при исследованиях на статическое сжатие.

а — при гиперлордозе; б — при гиполордозе. Рядом с рисунком — шкала напряжений (Па — единица напряжения; e+00 — обозначение 10 в степени). Стрелки — направление приложенной силы.

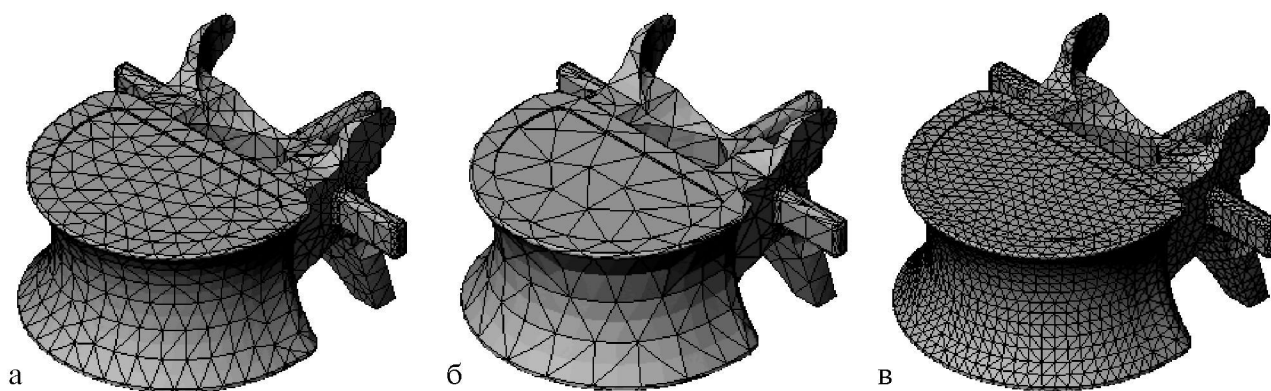


Рис. 3. Сети трехмерной модели поясничного позвонка, состоящие из конечных элементов различных размеров.
а — 4,15 мм; б — 8,3 мм; в — 2,07 мм.

каудальном направлении: напряжения в различных позвонках отличаются лишь на 1–9%, это справедливо и для межпозвоночных дисков. И в-третьих, напряжения при гиполордозе меньше аналогичных при нормолордозе в 1,2–4,9 раза для позвонков и в 1,2–7,3 раза — для межпозвоночных дисков. Как и в предыдущих случаях, учитывая сегментарное строение позвоночного столба, максимальные смещения элементов отмечены для L_1 и L_{II} , а деформациям, в отличие от предыдущих моделей, подвержены равномерно все межпозвоночные диски.

Обсуждение полученных данных. Сравнивая результаты анализа на статическое сжатие наших конечно-элементных моделей позвоночных сегментов с поведением КЭ модели позвоночного сегмента, полученной А. Polikeit и соавт. при использовании пошагового КТ-сканирования (1 мм) и программы CAD-FEM в аналогичных условиях (с одинаковыми биомеханическими параметрами материала, размерами модели и заданными векторами сил) [6], мы получили различия в результатах 2,7–5,2%. Кроме того, данные изучения смещения элементов нашей модели позвоночных сегментов практически совпадают с результатами, полученными М. Richter и соавт. [10], которые проводили гониометрические измерения подвижности нативных препаратов позвоночных сегментов. Отличия угловых смещений для нашей модели от результатов, полученных Т. Zander и соавт. [11] составили 2,3–7,4°. Эти авторы моделировали влияние градиентной фасетэктомии и изучали смещения элементов конечно-элементной модели поясничного отдела позвоночника (но в ней связки позвоночника моделировались лишь векторами сил). Таким образом, предложенные нами трехмерные модели являются валидными.

Для изучения результатов конечно-элементного анализа при различных размерах КЭ их размеры были увеличены в 2 раза (8,3 мм с толерантностью 0,4150 мм) и уменьшены в 2 раза (2,07 мм с толерантностью 0,1035 мм) (рис. 3). При прочих одинаковых условиях расчетов различия в результатах вычислений составили 0,5–4,8%, что свидетельствует о достаточной степени сопоставимости результатов.

Таким образом, классическая форма поясничного позвонка является оптимальной для передачи соответствующих нагрузок на сжатие. Крайние формы индивидуальной изменчивости позвонков, меняя геометрию, приводят к снижению функциональности системы. С другой стороны, средний угол поясничного лордоза (152°) является промежуточным значением между гиполордозом (175°) и гиперлордозом (112°). Расположение элементов позвоночного столба при такой величине угла поясничного лордоза является оптимальным, обеспечивая баланс между степенью напряжений в позвонках и межпозвоночных дисках и амортизацией массы тела: при гиполордозе напряжения меньше, но амортизации нет, при гиперлордозе повышается амортизация, но сильно возрастают напряжения в элементах системы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Еременко С.Ю. Методы конечных элементов в механике деформируемых тел. Харьков, Основа, 1991.
2. Канзюба А.И., Филиппенко В.А. Конечно-элементное моделирование остеосинтеза при переломах вертлужной впадины. Травма, 2003, т. 4, № 4, с. 417–423.
3. Маврич В.В. Біомеханічні властивості різних зон тіл поперекових хребців людини на горизонтальних розтинках. Український медичний альманах, 2004, т. 7, № 2, с. 108–110.
4. Норри Д. и Де Фри Ж. Введение в метод конечных элементов. М., Мир, 1981.

5. Радченко В.А., Шимон В.М., Ткачук Н.А. и Шманько А.П. Конечно-элементные модели для определения жесткости и прочности имплантатов из гидроксилалатитной керамики. Ортопед. травматол. 2002, № 3, с. 60–64.
6. Polikeit A., Ferguson S.J., Nolte L.P. and Tracy E.O. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the incertion of intervertebral cages: finite element analysis. Eur. Spine J. 2003, v. 12, p. 413–420.
7. Hancon P., Magnusson S.P. and Simonsen E.B. Differences in Sacral angulation and lumbosacral curvature in black and white young men and women. Acta Anat., 1998, v. 162, p. 226–231.
8. Kim H.S. and Al-Hassani S.T. A morphological model of vertebral trabecular bone. J. Biomech., 2002, v. 35, № 8, p. 1101–1114.
9. Mitulescu A., Skalli W. and Mitton D. Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique. Eur. Spine J., 2002, v. 11, p. 344–352.
10. Richter M., Wilke H.J. and Kluger P. Biomechanical evaluation of a new modular rod-screw implant system for posterior instrumentation of the occipito-cervical spine: in-vitro comparison with two established implant systems. Eur. Spine J., 2000, v. 9, p. 417–425.
11. Zander T, Rohlman A., Klocner C. and Bergman G. Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics. Eur. Spine J., 2003, v. 12, p. 427–434.

Поступила в редакцию 24.04.07
Получена после доработки 17.07.07

MORPHO-FUNCTIONAL CHARACTERISTIC OF THE LUMBAR AREA OF THE HUMAN VERTEBRAL COLUMN IN THE INDIVIDUALS WITH VARIOUS DEGREES OF LUMBAR LORDOSIS (ON THE BASIS OF THREE-DIMENSIONAL COMPUTER MODELING)

V.G. Koveshnikov, V.V. Mavrich and Ye.S. Bolgova

This investigation was aimed at the evaluation of the borders of individual variability of the human lumbar spine lordosis. 224 nuclear magnetic tomograms of persons of mature age were analyzed using morphometric, statistical methods, method of three-dimensional (3D) computer modeling and finite-element analysis. During the investigation, a hardware-software complex for morphometric research was created together with the new method of development of 3D computer models of the lumbar spine. The application of 3D modeling allowed to extend the knowledge of human spine biomechanics. Tensions and deformations were calculated in all lumbar vertebrae and intervertebral disks on the basis of spine 3D models developed. Finite-element analysis proved that a normal angle of lumbar lordosis was optimal for the transmission of the adequate compression loads, while the extreme forms of individual variability (high degrees of hyper- and hypolordosis), by changing the geometry of the vertebral column, result in the decrease of the functionality of this system.

Key words: *vertebral column, lordosis, tensions, computer modeling.*

Department of Anatomy, Lugansk State Medical University, Ukraine.