

УДК:575.822:611.711.6
 © Антипов Н.В., Зубарев В.А., 2010

ИЗУЧЕНИЕ ВЛИЯНИЯ МОРФОТИПА КРЕСТЦА НА ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ ПОЯСНИЧНО-КРЕСТЦОВОГО СОЧЛЕНЕНИЯ Антипов Н.В., Зубарев В.А.

Донецкий национальный медицинский университет им. М.Горького

Антипов Н.В., Зубарев В.А. Изучение влияния морфотипа крестца на функционирование пояснично-крестцового сочленения // Украинский морфологический альманах. – 2010. – Том 8, №4. – С.19-20.

В статье рассмотрено влияние морфотипа крестцовой кости на функционирование пояснично-крестцового сочленения, что исследовалось при помощи метода компьютерного моделирования и конечно-элементного анализа.

Ключевые слова: пояснично-крестцовое сочленение, конечно-элементный анализ, компьютерные модели.

Антипов М.В., Зубарев В.А. Вивчення впливу морфотипу крижової кістки функціонування попереково крижового з'єднання // Український морфологічний альманах. – 2010. – Том 8, №4. – С. 19-20.

В статті розглянуто вплив морфотипу крижової кістки на функціонування попереково-крижового з'єднання, що вивчався за допомогою методу комп'ютерного моделювання та кінцево-елементного аналізу.

Ключові слова: попереково-крижове з'єднання, кінцево-елементний аналіз, комп'ютерні моделі.

Antipov N.V., Zubarev V.A. Research of influence of sacrum morphotype on functioning of lumbosacral segment // Украинский морфологический альманах. – 2010. – Том 8, №4. – С. 19-20.

Influence of sacrum morphotype is considered on functioning of lumbosacral segment, that studied by the method of computer modelling and finally element analysis are given in this article.

Key words: lumbosacral segment, finally element analysis, computer models.

Введение. Особенностью современной морфологии является активное использование различного рода моделей в качестве объектов исследования, например физических, анатомических моделей на основе препаратов органов человека или животных, математического моделирование [1]. Но только применение последнего подхода обеспечивает целый ряд преимуществ, таких как ускорение и упрощение получения результатов исследования, существенное снижение стоимости научной работы [5,6,7]. При этом, задачей исследователя остается выбор адекватного способа математического моделирования. В настоящее же время различные ученые используют самые разные инженерные технологии и математические концепции (выбираемые фактически бессистемно), характеризующиеся тем не менее достаточно четкими и прозрачными причинно-следственными связями между исходными данными экспериментов и результирующим поведением моделируемых объектов, что достигается унифицированными требованиями, предъявляемыми к подобного рода моделям – информативность, адекватность, устойчивость модели.

Материалы и методы. Построение трехмерных моделей крестцово-поясничного сегмента, включающих в себя крестец, 5-й поясничный позвонок, межпозвоночный диск и связочный аппарат сегмента [3] проводилось на основании полученных данных по остеометрии по Алексею В.П. и осуществлялось на компьютере Athlon-3800+ DualCore, GeForce 7600, RAM 1024 Mb, HDD 250 Gb с использованием алгоритмов твердотельного параметрического моделирования (рисунок 1). Математический анализ полученных 3-D моделей осуществлялся методом конечных элементов по Гауссу при статическом анализе на сжатие с учетом предварительно полученных данных биомеханических испытаний нативных препаратов.

Исследование свойств пояснично-крестцового

сочленения с использованием метода конечных элементов включало в себя три этапа: идеализацию, дискретизацию и решение. Под идеализацией понимают процесс перехода от исходной физической системы к математической модели [2]. Этот процесс является очень важным с точки зрения моделирования, т.к. в ряде случаев, если модель проста, то ее можно решить аналитически, минуя последующие этапы. Но, к сожалению, подобный исход маловероятен, поскольку для него необходимы простые уравнения модели, регулярные области и постоянные граничные условия [4].

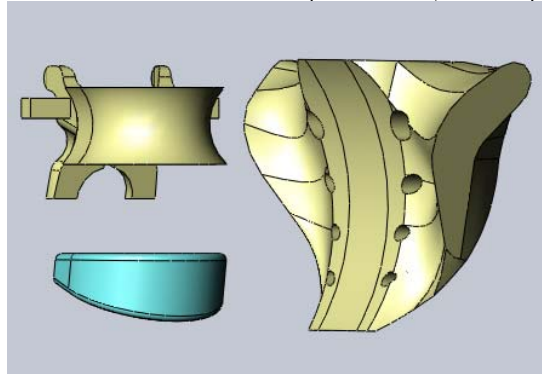


Рисунок 1. Трехмерные компьютерные модели 5-го поясничного позвонка, крестца, и межпозвоночного диска.

Для изучения влияния морфотипа крестца на биомеханику движений пояснично-крестцового сочленения нами были созданы три модели данного сегмента в соответствии с результатами изучения индивидуальной изменчивости крестцовой кости: 3-D модель сегмента с гомобазальным крестцом, 3-D модель сегмента с гипербазальным крестцом, и третья модель – сегмента с гипобазальным крестцом.

Для каждой модели была сгенерирована сеть конечных элементов со стандартными размерами элемента – 4,15 мм и толерантностью 0,2015 мм

(рисунок 2). Количество элементов и узлов определялось 3-D геометрией модели. Таким образом, первая модель включала 51562 элементов и 13077 узлов с 262234 степенями свободы, вторая модель - 58769 элементов, 14056 узлов, 286447 степеней свободы и третья модель - 56732 элементов, 12802 узлов, 266652 степеней свободы.

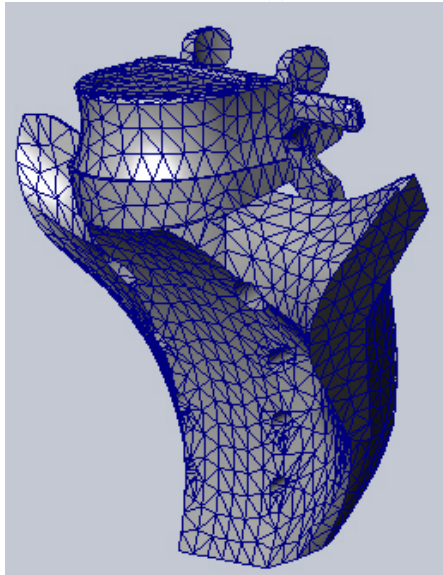


Рисунок 2. Конечно-элементная сетка модели пояснично-крестцового сочленения.

Все модели были подвергнуты испытаниям на статическое сжатие со стандартными условиями: сила приложенная на верхнюю замыкательную пластинку L5 перпендикулярно ее поверхности составляла 1331 Н, упковидные поверхности крестца были неподвижно фиксированы.

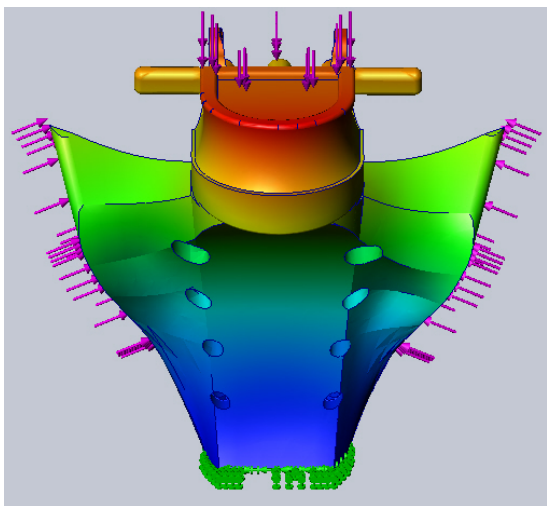


Рисунок 3. Испытание на сжатие модели пояснично-крестцового сегмента с гомобазальным крестцом.

Результаты исследования. При испытаниях 3-D модели сегмента с гомобазальным крестцом были получены следующие результаты: напряжения на передней поверхности позвонков составили L5 – 25,67 МПа и на тазовой поверхности крестца – 38,66 МПа, на передней поверхности межпозвоночного диска L5/S1 – 12,4 МПа. Таким образом, напряжение на диске было меньше чем на позвонке на 50,3%, и меньше чем на крестце на 62,4% (рисунок 3).

Результаты испытания двух других моделей показали иной характер распределения напряжений в позвонках и межпозвоночных дисках. Так, для модели сегмента с гипербазальным крестцом максимальные напряжения регистрировались на передней крестца, где расположены зоны в которых напряжения превышают уровень 20 МПа. Количественный анализ распределения напряжений в элементах этой модели дал следующие результаты: для позвонка L5 – 48,41 МПа, для передней поверхности крестца – 64,5 МПа и для межпозвоночного диска L5/S1 – 15,99 МПа. Таким образом, напряжения в позвонке и крестце превышают аналогичные значения для сегмента с гомобазальным крестцом в 1,5 – 2,5 раза, а в дисках – в 0,9 – 2,3 раза.

При испытаниях на сжатие 3-D модели сегмента с гипобазальным крестцом были получены такие результаты: максимальным напряжением подвержен нижний край позвонка, но этом концентрация напряжения нигде не достигает уровня 20 МПа. При численном анализе распределения напряжений под влиянием сжатия в этой модели было выяснено, что напряжения в позвонке составляют – 20,91 МПа, на передней поверхности крестца – 51,30 МПа, а в межпозвоночном диске они составляют – 13,51 МПа.

Таким образом, во-первых, как и в двух предыдущих моделях напряжения в межпозвоночном диске ниже чем в вышерасположенном позвонке на 78 % - 82%. Во-вторых, напряжения при в данной модели меньше аналогичных при гомобазальном крестце в 1,2 – 1,7 раза.

Выводы. Таким образом, подытожив выше сказанное следует отметить, что классическая форма крестца является наиболее оптимальной для передачи соответствующих нагрузок на сжатие в пояснично-крестцовом сочленении. Крайние формы индивидуальной изменчивости крестца, меняя геометрию, приводят к снижению функциональности системы.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Барыш А.Е. Физическая модель для экспериментального биомеханического исследования шейного отдела позвоночника / Барыш А.Е., Михайлов С.Р. // Международн. медицинский журнал. - 2006. - №1. - С.55-61.
2. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы: Пер. с англ. - М.: Мир, 1984. - 234 с.
3. Еремин А.В. Строение тазобедренного сустава с позиций 3D моделирования / Еремин А.В. // Проблемы остеологии. - 2006. - Том 9, додаток. - С.44-45.
4. Зенкевич О., Морган К. Конечные элементы и аппроксимация: Пер. с англ. - М.: Мир, 1986. - 454 с.
5. Слободской А.Б. Возможности компьютерного моделирования технологии остеосинтеза при переломах костей нижних конечностей / Слободской А.Б., Островский Н.В. // Военно-медицинский журнал. - 2003. - Т. СССXXIV. - №1. - С.60-65.
6. Obrant K.J. Increasing age-adjusted risk of fragility fractures: a sign of increasing osteoporosis in successive generations / Obrant K.J., Bengner U., Johnell O. // Calcif. Tissue Int. -1989. - № 44. - P. 157-167.
7. Yeh O.C. Biomechanical effects of intraspecimen variations in trabecular architecture: a three-dimensional finite element study / Yeh O.C., Keaveny T.M. // Bone. - 1999. - V. 25, № 2. - P. 223-228.

Надійшла 12.10.2010 р.

Рецензент: проф. В.І.Лузін