

Р.Ж. Жумабекова, А.С. Смагулова

Карагандинский государственный технический университет, Караганда, Казахстан.

## КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И РАСЧЕТ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА С ПРИМЕНЕНИЕМ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО АНАЛИЗА В РАМКАХ ПАКЕТА ANSYS WORKBENCH

**Аннотация.** В статье описано проведение компьютерного эксперимента для сравнительного биомеханического анализа тазобедренных суставов, в котором рассматривается один из возможных способов восстановления геометрии тазобедренного сустава по данным компьютерной томографии. Для изучения биомеханических факторов, приводящих к патологиям или их усугублению, используется метод конечных элементов – современный эффективный численный метод решения сложных задач.

Были созданы компьютерные трёхмерные геометрические модели тазобедренных суставов с различными типами дисплазии, а также модель после консервативного лечения. Построение моделей проводилось с помощью программы SolidWorks. Конечнo-элементный расчёт был произведен в программе ANSYSWorkbench. Определено напряженно-деформированное состояние в различных модельных ситуациях.

**Ключевые слова:** тазобедренный сустав, напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов, эквивалентное напряжения, ANSYS, SolidWorks, компьютерная томография, трёхмерные модели, КТ-изображений.

### Введение

Тазобедренный сустав (ТБС) самый крупный орган локомоторного аппарата человека, в функциональной активности и повседневной жизнедеятельности имеет важнейшее значение. Нарушение функции опоры и движения в этом суставе приводит к резкому ухудшению качества жизни, снижению и стойкой утрате трудоспособности, делая больного зависимым от помощи других[1]. Для каждой возрастной группы имеются свои типичные характерные виды повреждений. Поэтому в каждой из таких групп встречаются различные патологические состояния. Кроме того, патологии бывают врожденные и приобретенные. По статистике, развитию суставных патологий таза более подвержены новорожденные и пожилые люди. Одним из наиболее неблагоприятных патологий тазобедренного сустава является неправильный угол расположения его составных элементов. Для обозначения данной патологии существует термин «дисплазия». Врожденная дисплазия относится к наиболее распространенной и тяжелой патологии опорно-двигательной системы у детей, лечение которой представляет сложную задачу современной

ортопедии[1-2]. Для определения типа дисплазии ТБС измеряется шеечно-диафизарный угол (ШДУ). При дисплазии первого типа ШДУ составляет  $133^{\circ}$ - $138^{\circ}$ , второго типа –  $139^{\circ}$ - $145^{\circ}$ , третьего – более  $145^{\circ}$ . В норме ШДУ не превосходит  $130^{\circ}$ [2]. При «нормальной» анатомии тазовые кости располагаются на одном уровне, нагрузка делится равномерно между обеими конечностями. При его перекосе происходит смещение центра тяжести, и сила тяжести действует больше на одну ногу, происходит избыточное давление на некоторые точки.

Анализ причин патологий, а также серий рентгенограмм не даёт достаточного представления о возможностях лечения и предупреждения. Поэтому изучение анатомической части тела пациента, основанное на биомеханическом анализе, приобретает все большее значение [8]. В настоящее время с использованием специализированного программного обеспечения можно создать биомеханическую модель, с помощью которой возможно изучение анатомической части тела пациента, такой как тазобедренный сустав, и проведение анализа напряженно-деформированного состояния тканей при различных условиях.

Одним из наиболее информативных методов изучения напряженно-деформированного состояния (НДС) костной ткани является метод конечных элементов (МКЭ) [9]. Преимуществами метода являются возможность моделирования тел с различными материалами, хорошая аппроксимация криволинейных границ, возможность уточнения результатов путем измельчения дискретизации (сетки конечных элементов), учет различных граничных условий [3].

Быстрое развитие мощностей вычислительной техники и соответствующего программного обеспечения ставит перед исследователями новые задачи в построении более целостных математических моделей биомеханических систем. Создание таких моделей идет по нескольким направлениям. В первую очередь это построение анатомически правильных, целостных геометрических моделей, для которых становится возможным компьютерное моделирование различных по форме дефектов с учетом определенных свойств материала [7]. Становится также возможным проведение расчетов, связанных с различными физиологическими положениями таза, что для симметричных моделей возможно лишь в ограниченных пределах.

В данной статье описано компьютерный эксперимент для сравнительного биомеханического анализа тазобедренных суставов, в котором рассматривается один из возможных способов восстановления геометрии тазобедренного сустава по данным компьютерной томографии.

### Теория

Для решения сложных биомеханических задач используется современный эффективный численный метод – конечно-элементное моделирование [3]. Для применения этого метода необходимо построить трёхмерную геометрическую модель.

Для начала проектирования трёхмерных геометрических моделей были изучены данные компьютерной томографии (КТ) реальных пациентов, предоставленные

КГУ ОЦТиО им. проф. Х.Ж. Макажанова Минздрава РК, которые были импортированы в Mimics. При импорте выбирались направления осей координат на каждой из трёх плоскостей (фронтальная, горизонтальная, профильная) КТ-изображений. Для построения точных трёхмерных геометрических моделей использовалось специализированное программное обеспечение MimicsInnovationSuite, которое является отраслевым стандартом программного обеспечения для редактирования и обработки анатомических компьютерных данных, получаемых с медицинских изображений [4].

Первым этапом работы в Mimics являлось создание маски и определение её границ (рисунок 1). Так как исследуется только ТБС, часть крестца, попавшая на КТ, удаляется с помощью команды обрезки маски [4-5].



Рисунок 1 – Маска ТБС в норме

Далее так же были созданы маски тазобедренных суставов с дисплазией I, II, III типа. Следующим шагом модели экспортировались в формате STEP для доработки её в SolidWorks [6-7]. Чтобы модель соответствовала действительности при расчёте, необходимо достроить лобковый симфиз и хрящи. Использовались команды построения плоскости по трём точкам и параллельно плоскостям на заданном расстоянии, построение сплайнов и вытягивание бобышки по сечениям. Далее из построенных бобышек с помощью команды комбинирования тел из них удалялись предварительно копированные кости. Таким образом, в готовой трёхмерной модели семь тел: левая и правая бедренные и тазовые кости, лобковый симфиз и два хряща (рисунок 2).



Рисунок 2 – Трёхмерная модель ТБС в норме

После доработки всех моделей в SolidWorks, экспортируем в конечно-элементный пакет ANSYS Workbench. Метод конечных элементов позволяет получать результаты на любой стадии процесса нагружения и основан на аппроксимации непрерывной искомой функции множеством кусочных взаимосвязанных подфункций, каждая из которых действует в пределах конечного элемента [8].

Для описания движения системы тазобедренная кость в ANSYS Workbench используется уравнение движения сплошной среды (Навье – Ламе), записанное в виде

$$\begin{aligned} \rho \left( \frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_x}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \right) &= \frac{\partial \rho_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \rho_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \rho_{xz}}{\partial z} + \rho F_x, \\ \rho \left( \frac{\partial v_y}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_y}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_y}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_y}{\partial z} \right) &= \frac{\partial \rho_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \rho_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \rho_{yz}}{\partial z} + \rho F_y, \\ \rho \left( \frac{\partial v_z}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_z}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_z}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) &= \frac{\partial \rho_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \rho_{zy}}{\partial y} + \frac{\partial \rho_{zz}}{\partial z} + \rho F_z, \end{aligned} \quad (1)$$

где  $\rho$  – это плотность сплошной среды,  $v_x, v_y, v_z$  – проекции вектора скоростей,  $p_{ij}$  – компоненты тензора напряжений,  $F_x, F_y, F_z$  – компоненты вектора массовой плотности объемных сил, действующих на сплошную среду [8-9].

Модель тканей костей в данной задаче рассматривалась как линейная, изотропная и идеально упругая, с параметрами:

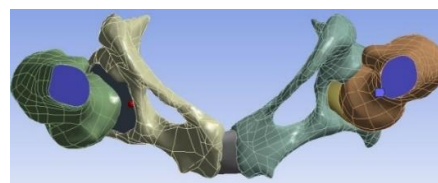
- коэффициент Пуассона  $\nu_1=0,33$ ;
- плотность  $\rho_1=2027 \text{ кг/м}^3$ ;
- модуль Юнга  $E_1=1,8 \cdot 10^{10} \text{ Па}$ .

Модель тканей хрящей и лобкового симфиза в данной задаче рассматривалась также как линейная, изотропная и идеально

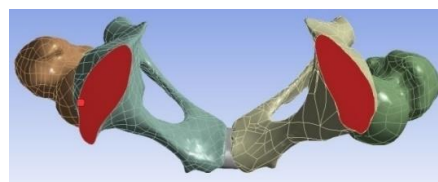
упругая, с параметрами:

- коэффициент Пуассона  $\nu_2=0,35$ ;
- плотность  $\rho_2=1760 \text{ кг/м}^3$ ;
- модуль Юнга  $E_2=1,3 \cdot 10^7 \text{ Па}$ .

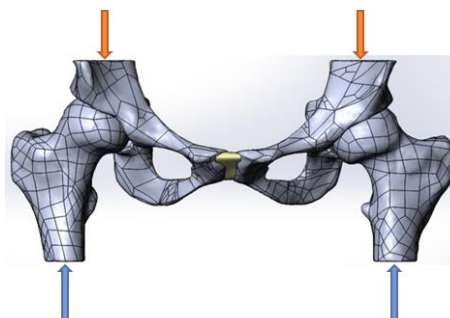
Тазовые кости нагружались по 500Н каждая по оси Z в отрицательном направлении [10], а на торцевую поверхность диафиза бедренных костей было наложено условие жесткого закрепления (рисунок 3).



а) жесткое закрепление



б) приложение нагрузки



в) граничные условия в профильной плоскости

Рисунок 3 – Граничные условия

Далее проводился численный эксперимент всех моделей [11-12]. Были визуализированы распределение значений эквивалентных напряжений (ЭН) (рис. 4-7).

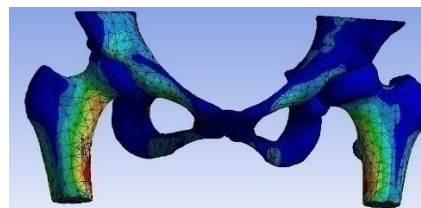


Рисунок 4 – Распределение значений ЭН в модели ТБС в норме.

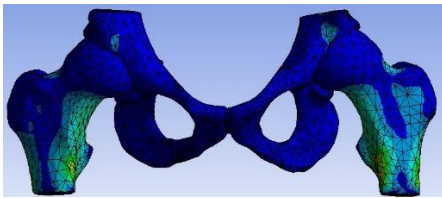


Рисунок 5 – Распределение значений ЭН в модели ТБС с дисплазией I типа.

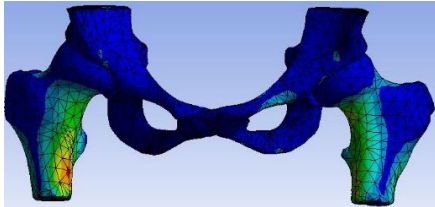


Рисунок 6 – Распределение значений ЭН в модели ТБС с дисплазией II типа.

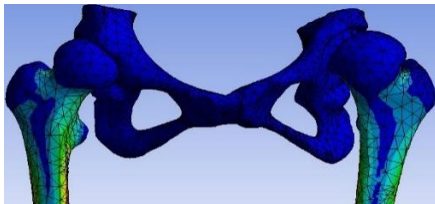


Рисунок 7 – Распределение значений ЭН в модели ТБС с дисплазией III типа.

На основе полученных картин распределения эквивалентных напряжений был сделан анализ [12].

У ТБС в норме максимальные значения ЭН расположены в области верхней трети диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости. Это объясняется тем, что ШДУ этой бедренной кости незначительно превышает ШДУ другой.

У ТБС с дисплазией III типа максимальные значения ЭН расположены в области верхней трети диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости. В отличие от других ТБС, в модели ТБС с дисплазией III типа максимальные значения ЭН расположены в области верхней трети диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости, хотя ШДУ у неё значительно меньше, чем у другой. [12-13]. Такое расположение ЭН объясняется перекосом таза.

Результаты, полученные при численных расчетах, отображены в таблице 1.

Таблица 1 – Максимальные значения эквивалентных напряжений

Стадии дисплазии ТБС	Локализация максимальных значений эквивалентных напряжений (ЭН)	Максимальное значение ЭН, МПа
В норме	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости	6,7
I типа	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне левой бедренной кости	8,6
II типа	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости	9,1
III типа	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости	11,8

### Заключение

Были созданы компьютерные трёхмерные геометрические модели ТБС с различными типами дисплазии. Построение моделей проводилось с помощью программ Mimics и SolidWorks. Конечно-элементный расчёт был произведен в программе ANSYS Workbench.

Наибольшие значения эквивалентных напряжений наблюдаются в шейках бедренных костей и в области верхней трети диафиза на внутренней стороне.

Персонализированное компьютерное-биомеханическое моделирование может позволить оценить возможности консервативного лечения. Работа с виртуальным образом позволяет исследовать анатомические параметры объекта и его поведение в различных модельных ситуациях. Определено напряженно-деформированное состояние в различных модельных ситуациях.

### Список литературы

1. Гончаренко, В. А. Врожденный вывих бедра: частота, структура, анализ методов диагностики и лечения / В. А. Гончаренко, С. Н. Стронина, Е. О. Клестова // Актуальные направления научных исследований: от теории к практике : материалы

VI Междунар. науч.–практ. конф. (Чебоксары, 27 сент. 2015 г.) / редкол.: О. Н. Широков [и др.]. — Чебоксары: ЦНС «Интерактив плюс», 2015. — № 4 (6). — С. 47-48.

2. Поздникин, Ю. И. Врожденный вывих бедра. Диагностика, клиника, лечение, реабилитация, осложнения: пособие для врачей / Ю. И. Поздникин, М. М. Камоско, С. Ю. Волошин. — СПб.: ГУ НИДОИ им. Г. И. Турнера, 2004. — 16 с.

3. Сагдеева, Ю. А. Введение в метод конечных элементов: метод. пособие / Ю. А. Сагдеева, С. П. Копысов, А. К. Новиков. — Ижевск: Удмуртский университет, 2011. — 44 с.

4. Официальный сайт разработчика Materialise [Электронный ресурс]: MimicsInnovationSuite/Режим доступа: <http://biomedical.materialise.com/mimics>

5. Иванов, Д. В. Применение томографических изображений для создания трехмерных индивидуальных реалистичных моделей биологических объектов / Д. В. Иванов, А. В. Доль. — Кардио-ИТ, 2015; 2(4): e0402.

6. Шевцов, В. И. Диагностическая ценность компьютерной томографии тазобедренного сустава у детей при врожденном вывихе бедра: гений ортопедии / В. И. Шевцов, В. Д. Макушин, М. П. Тепленький, Ю. Л. Митина, П. В. Нецветов. — Курган: РНЦ "Восстановительная травматология и ортопедия" имени академика Г.А. Илизарова (Курган), 2007; 1(1): e0101.

7. Голядкина А.А. Практическое применение системы автоматизированного проектирования SolidWorks в моделировании / Голядкина А.А., Иванов Д.В., Каменский А.В. — Саратов, ИСУ, 2011 — С 122-138.

8. Саченков, О. А. Численное исследование напряженно-деформированного состояния тазобедренного сустава при ротационной остеотомии проксимального участка бедренной кости / О. А. Саченков, Р. Ф. Хасанов, П. С. Андреев, Ю. Г. Коноплев. // Российский журнал биомеханики, 2016. — Т. 20, № 3, С. 257-271.

9. Гуревич, А. Б. Использование современных методов визуализации в исследовании тазобедренного сустава у здоровых детей: медицинская визуализация / А. Б. Гуревич, К. В. Ватолин, Е. В. Шмиткова, Т. И. Тихоненко, Ю. И. Лозовая. — М.: Видар, 2011 — С. 79-85.

10. Саченков, О. А. Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава / О. А. Саченков, Ю. Г. Коноплев, В. И. Митрякин. — Казань: КФУ, 2011. — т. 154, кн. 4, С. 76-83.

11. Огородникова О. М. Конструкционный анализ в среде ANSYS: Учебное пособие. — Екатеринбург: ГОУ ВПО УГТУ-УПИ, 2004, - 55 с. КазККАХабаршысы № 2 (87), 2014 249

12. Басов К.А. ANSYS в примерах и задачах/Под общ. Ред. Д.Г.Красковского — М.: КомпьютерПресс, 2002, - 224 с.

13. Стауде В. А. Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при одностороннем блокировании крестцово-подвздошного сочленения/В. А. Стауде, А.В. Кондратьев, М.Ю. Карпинский // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4. — С. 13–19.

*Принято к печати 25.12.2018*

**Р.Ж. Жумабекова, А.С. Смагулова**

*Карагандинский государственный технический университет, Караганда, Казахстан.*

## **КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И РАСЧЕТ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА С ПРИМЕНЕНИЕМ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО АНАЛИЗА В РАМКАХ ПАКЕТА ANSYS WORKBENCH**

**Аннотация.** В статье описано проведение компьютерного эксперимента для сравнительного биомеханического анализа тазобедренных суставов, в котором рассматривается один из возможных способов восстановления геометрии тазобедренного сустава по данным компьютерной томографии. Для изучения биомеханических факторов, приводящих к патологиям или их усугублению, используется метод конечных элементов —



современный эффективный численный метод решения сложных задач.

Были созданы компьютерные трёхмерные геометрически модели тазобедренных суставов с различными типами дисплазии, а также модель после консервативного лечения. Построение моделей проводилось с помощью программы SolidWorks. Конечно-элементный расчёт был произведен в программе ANSYSWorkbench. Определено напряженно-деформированное состояние в различных модельных ситуациях.

**Ключевые слова:** тазобедренный сустав, напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов, эквивалентное напряжения, ANSYS, SolidWorks, компьютерная томография, трёхмерные модели, КТ-изображений.

**Р.Ж. Жумабекова, А.С. Смагулова**

*Қарағанды мемлекеттік техникалық университеті,  
Қарағанды, Қазақстан.*

### **ЖАМБАС САН БУЫНЫ КОМПЬЮТЕРЛІК МОДЕЛЬДЕУ ЖӘНЕ ANSYS-WORKBENCH БАҒДАРЛАМАСЫ ШЕГІНДЕ ШЕКТІ-ЭЛЕМЕНТТІ ТАЛДАУДЫ ҚОЛДАНА ОТЫРЫП ЕСЕПТЕУ**

**Аннотация.** Мақалада компьютерлік томография мәліметтері бойынша жамбассан буынының геометриясын қалпына келтірудің ықтимал әдістерінің бірін қарастыратын, жамбассан буындарының салыстырмалы биомеханикалық талдауы үшін компьютерлік эксперимент сипатталған. Патологияға немесе олардың нашарлауына әкелетін биомеханикалық факторларды зерттеу үшін күрделі есептеулерді шешудің заманауи тиімді әдісі шекті элемент әдісі пайдаланылады.

Әртүрлі дисплазия түріндегі жамбасбуындарының компьютерлік үшөлшемді геометриялық үлгісі, сондай-ақ консервативті емдеу денкейінгі модельдері жасалды. Модельдерді құру SolidWorks бағдарламасы арқылы жүзеге асырылды. Шекті элементті есептеу ANSYS Workbench бағдарламасында орындалды. Түрлі модельдер жағдайында кернеулі-деформацияланған күйі анықталды.

**Түйін сөздер:** жамбассан буыны, кернеулі-деформацияланған күй, шекті элемент әдісі, эквиваленттік кернеу, ANSYS, SolidWorks, компьютерлік томография, үшөлшемді үлгілер, КТ суреттері.

**R.Zh. Zhumabekova, A.S. Smagulova**

*Karaganda State Technical University, Karaganda, Kazakhstan*

### **COMPUTER MODELING AND CALCULATION OF HIP JOINT BY USING FINAL-ELEMENT ANALYSIS WITHIN ANSYS WORKBENCH**

**Abstract.** The article describes a computer experiment for comparative biomechanical analysis of the hip joints, which examines one of the possible ways to restore the geometry of the hip joint according to computed tomography. To study the biomechanical factors leading to pathologies or their aggravation, the finite element method is used - a modern effective numerical method for solving complex problems.

Computerized three-dimensional geometrically models of hip joints with various types of dysplasia, as well as a model after conservative treatment, were created. Building models was carried out using the program SolidWorks. The finite element calculation was performed in the ANSYS Workbench program. The stress-strain state in various model situations is determined.

**Keywords:** hip joint, stress-strain state, finite element method, equivalent stress, ANSYS, SolidWorks, computed tomography, three-dimensional models, CT images.