

Министерство образования и науки Российской Федерации  
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ  
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра математической теории  
упругости и биомеханики

**Биомеханический анализ тазобедренных суставов**

**АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ**

студента 2 курса 237 группы  
направления 01.04.03 – Механика и математическое моделирование  
механико-математического факультета

Рзаева Валерия Али Рза оглы

Научный руководитель  
ассистент, к.ф.-м.н.

\_\_\_\_\_

дата, подпись

Е. Л. Коссович

Заведующий кафедрой  
д.ф.-м.н, профессор

\_\_\_\_\_

дата, подпись

Л. Ю. Коссович

## **Введение**

Тазобедренный сустав (ТБС) несет жизненно необходимые функции по обеспечению перемещения тела или его частей в пространстве. Его патологии приводят к ограничениям подвижности и дискомфорту. Одним из наиболее неблагоприятных патологий ТБС 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 [1-3].

В России проблема врожденных патологий продолжает оставаться в ряду наиболее актуальных и имеет серьезную социально-медицинскую значимость. В РФ в 2003 г. родилось 1 миллион 483 тысячи детей, из них 43 тысячи, или 2,9%, детей с врожденными пороками развития тазобедренного сустава[4-6].

Современное лечение и предупреждение заболеваний требует глубокого осмысления биомеханики исследуемой анатомической части тела пациента. Однако 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. 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. Исходя из всего вышесказанного, тема исследования является актуальной для исследования в биомеханике.

Система таз-бедренная кость представляет собой линейно-упругое тело сложной геометрической формы. Примеры математической постановки задачи для

исследования тазобедренного сустава представлены во многих работах учёных, в том числе и русских [7-10]. Обычно математическая постановка задачи формулируется системой уравнений линейной теории упругости (1-6). Уравнения адекватно описывают механическое поведение системы таз-бедренная кость, занимающей область  $V$  в  $R^3$  с границей  $S$ , где 1-3 – стандартный набор уравнений статики, 4 – условие жесткой заделки для поверхности поперечного расчленения бедренной кости, 5 – свобода от напряжений поверхностей костей, 6 – напряжения на поверхности нагружения.

$$\nabla \cdot \sigma = 0, \quad x \in V, \quad (1)$$

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\nabla u + (\nabla u)^T), \quad x \in \bar{V}, \quad (2)$$

$$\sigma = E(x) \cdot \varepsilon, \quad x \in \bar{V}, \quad (3)$$

$$u = 0, \quad x \in S_c, \quad (4)$$

$$n \cdot \sigma = 0, \quad x \in S, \quad (5)$$

$$n \cdot \sigma - \tilde{t} = 0, \quad x \in S_f, \quad (6)$$

где  $\sigma$  – тензор напряжений,  $\varepsilon$  – тензор упругих деформаций,  $E(x)$  – тензор упругих свойств,  $\bar{V} = V \cup S$ ,  $S = S_c \cup S_f$ ,  $S_c$  – поверхность поперечного расчленения бедренной кости,  $S_f$  – поверхность нагружения.

В магистерской работе 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 и/или их усугублению, используется метод конечных элементов – современный эффективный численный метод решения сложных биомеханических задач.

**Целью магистерской работы** является проведение сравнительного биомеханического анализа тазобедренных суставов конкретных пациентов с различными типами дисплазии.

**Задачами выполняемой работы являются:**

- 1) анализ литературы по научному направлению: изучение «нормальной» и патологической анатомии тазобедренного сустава, постановка медицинской задачи
- 2) обработка данных компьютерной томографии;
- 3) построение трёхмерных геометрических моделей тазобедренных суставов;
- 4) измерение шеечно-диафизарных углов и перекоса таза моделей тазобедренных суставов;
- 5) математическая постановка задачи;
- 6) численный эксперимент (конечно-элементное моделирование тазобедренных суставов);
- 7) анализ полученных результатов.

**Структура и объём работы.** Магистерская работа состоит из введения, четырёх разделов и заключения и содержит 36 страниц. Список использованных источников включает 28 наименований.

Раздел 1. Изучение литературы по научному направлению.

Раздел 2. Построение трёхмерных геометрических моделей.

Раздел 3. Численный эксперимент.

Раздел 4. Анализ результатов.

Практическая значимость работы состоит в оценке персонализированного биомеханического моделирования для изучения возможностей консервативного и хирургического лечения.

## Основное содержание работы

Во введении приводятся определения рассматриваемой анатомической части тела человека и патологии, приводится статистика этой патологии, обосновывается актуальность работы, сформулированы цель и задачи. Кратко описаны применяемые методы и программные комплексы для решения задач.

В первом разделе изучается литература, посвященная «нормальной» и патологической анатомии тазобедренного сустава. Приводятся причины патологий, возможные последствия, а также способы лечения. Для определения типа дисплазии 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  $130^{\circ}$  [11]. 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.

Второй раздел посвящен построению трёхмерных геометрических моделей ТБС четырех реальных пациентов с различными типами дисплазии. Представлена методика построения трёхмерных моделей ТБС по данным компьютерной томографии, которые были импортированы в программный комплекс Mimics Innovation Suite [12]. Далее модель экспортировалась в дополнительный с Mimics Innovation Suite модуль 3-matic Medical для дальнейшей корректировки и измерения углов. В 3-matic были измерены ШДУ и угол перекоса таза для всех моделей. После измерения углов был выявлен перекося таза в модели ТБС с дисплазией третьего типа. Кроме того, левая бедренная кость находится вне вертлужной впадины, что говорит о вывихе. Следующим шагом модели экспортировались в формате STEP для доработки её в Solid Works. А для модели ТБС с дисплазией III типа было рекомендовано консервативное лечение. Поэтому

была построена еще одна модель ТБС с дисплазией III типа с правильным расположением тазовых костей и левой бедренной кости.

Третий раздел посвящен проведению численного эксперимента. Для решения сложных биомеханических задач используется современный эффективный численный метод – конечно-элементное моделирование (КЭМ). Одним из программных комплексов, использующих КЭМ, является ANSYS Workbench. Для описания движения системы таз-бедренная кость в ANSYS Workbench используется уравнение движения сплошной среды (Навье – Ламе), записанное в виде:

$$\begin{aligned} \rho \left( \frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_x}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \right) &= \frac{\partial \rho_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \rho_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \rho_{xz}}{\partial z} + \rho F_x, \\ \rho \left( \frac{\partial v_y}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_y}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_y}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_y}{\partial z} \right) &= \frac{\partial \rho_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \rho_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \rho_{yz}}{\partial z} + \rho F_y, \\ \rho \left( \frac{\partial v_z}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_z}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_z}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) &= \frac{\partial \rho_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \rho_{zy}}{\partial y} + \frac{\partial \rho_{zz}}{\partial z} + \rho F_z, \end{aligned} \quad (7)$$

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.

Модель тканей костей в задаче рассматривалась как линейная, изотропная и идеально упругая, с параметрами: коэффициент Пуассона  $\nu_1=0,33$ ; плотность  $\rho_1=2027$  кг/м<sup>3</sup>; модуль Юнга  $E_1=1,8*10^{10}$ Па. Модель тканей хрящей и лобкового симфиза в задаче рассматривалась также как линейная, изотропная и идеально упругая, с параметрами: коэффициент Пуассона  $\nu_2=0,35$ ; плотность  $\rho_2=1760$  кг/м<sup>3</sup>; модуль Юнга  $E_2=1,3*10^7$ Па. Тазовые кости нагружались по 500Н каждая по оси Z в отрицательном направлении, а на торцевую поверхность диафиза бедренных костей было наложено условие жесткого закрепления. Далее проводился численный эксперимент. Были визуализированы распределение значений эквивалентных напряжений (ЭН) и перемещений для всех моделей (рис. 1-2).

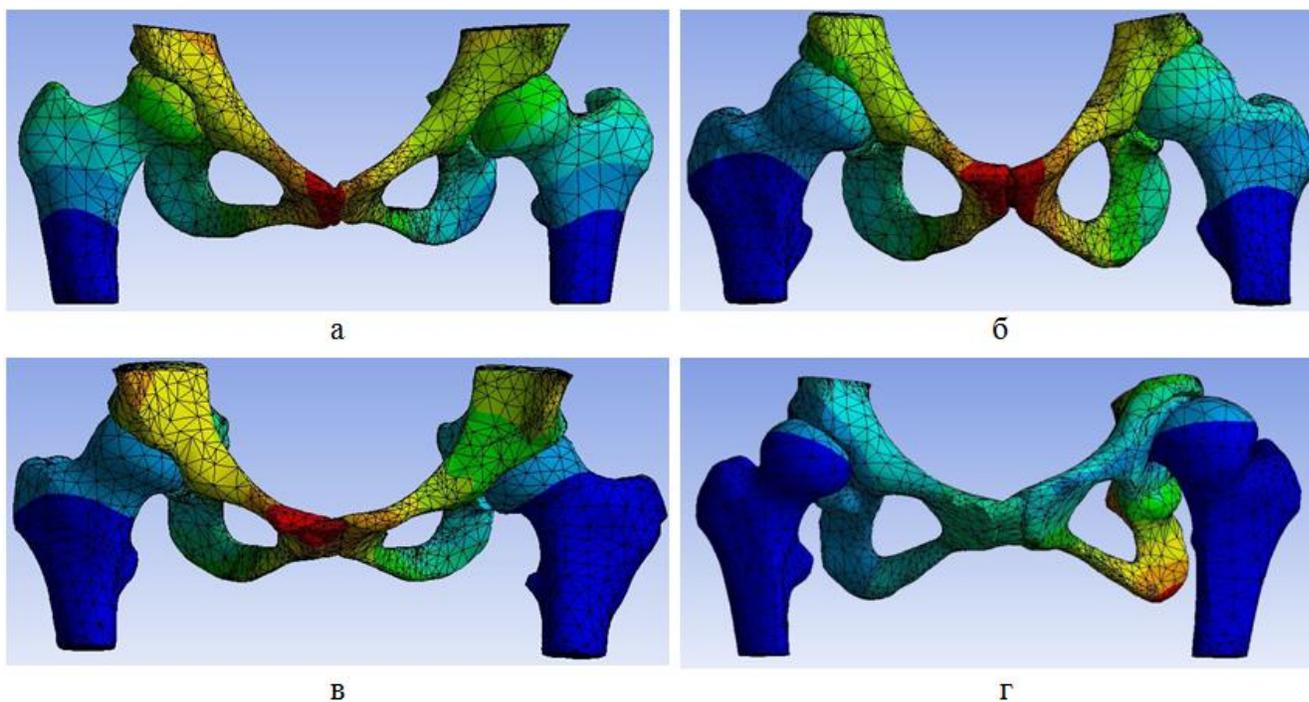


Рисунок 1 – Распределение перемещений: а) модель ТБС в норме; б) модель ТБС с дисплазией I типа; в) модель ТБС с дисплазией II типа; г) модель ТБС с дисплазией III типа.

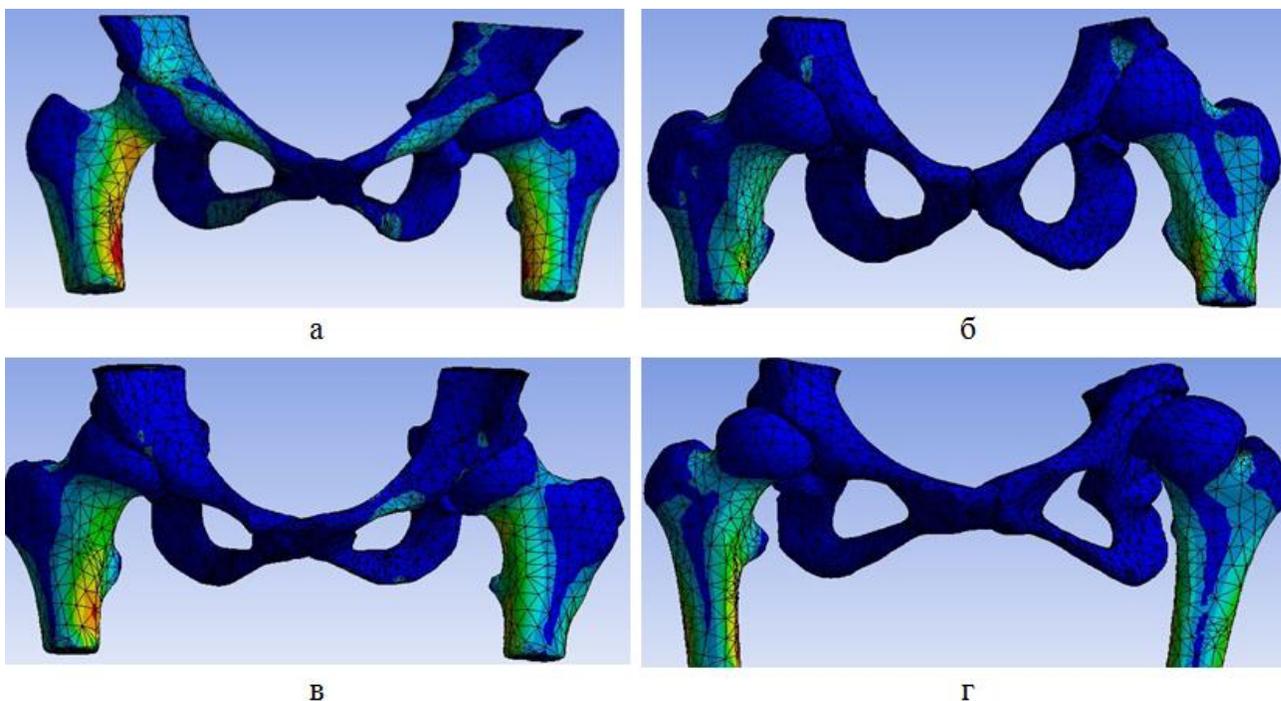


Рисунок 2 – Распределение ЭН: а) модель ТБС в норме; б) модель ТБС с дисплазией I типа; в) модель ТБС с дисплазией II типа; г) модель ТБС с дисплазией III типа.

Четвертый раздел посвящен анализу полученных из численного эксперимента результатов. На основе картин распределения максимальных значений перемещений и ЭН были сделаны выводы о каждой модели. Результаты, полученные при численных расчетах, отображены в таблицах 1-2.

Таблица 1 – Максимальные значения эквивалентных напряжений

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

Таблица 2 – Максимальные значения перемещений

ТБС	Расположение максимальных значений перемещений	Максимальное значение перемещений, мм
В норме	Левая тазовая кость	0,47
Дисплазия I типа	Область лобкового симфиза	0,29
Дисплазия II типа	Область лобкового симфиза ближе к правой тазовой кости	0,38
Дисплазия III типа	Левая тазовая кость	1,15

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. Наибольшие значения перемещения наблюдаются на лобковом симфизе, как и

полагается в норме. У ТБС с дисплазией I типа максимальные значения ЭН больше, чем у предыдущей модели, и располагаются они в области верхней трети диафиза на внутренней стороне левой бедренной кости, так как что ШДУ этой бедренной кости превышает ШДУ другой. Максимальные значения перемещения наблюдаются в области лобкового симфиза, что объясняется расположением тазовых костей на одном уровне. У ТБС с дисплазией II типа максимальные значения ЭН расположены в области верхней трети диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости., так как что ШДУ этой бедренной кости значительно превышает ШДУ другой. В отличии от предыдущей модели наибольшие значения перемещения больше и наблюдаются в области лобкового симфиза со смещением к правой тазовой кости по причине её слегка высокого расположения относительно другой, что свидетельствует о незначительном перекосе таза. У ТБС с дисплазией III типа максимальные значения ЭН расположены в области верхней трети диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости. В отличии 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. Такое расположение ЭН объясняется перекосом таза. Кроме того, по этой же причине значения перемещения намного превышают значения остальных моделей, а располагаются они в области левой тазовой кости, которая выше правой на 4 мм.

У ТБС с дисплазией III типа после исполнения рекомендованного консервативного лечения от перекоса таза и вправление вывиха левой бедренной кости максимальные значения перемещения упали и расположились на лобковом симфизе, как и должно быть при нормальном расположении тазовых костей. Вправление вывиха способствовало уменьшению максимальных напряжений на 26,3% (рис. 3-4). Результаты сравнительного анализ, полученные при численных расчетах, отображены в таблицах 3-4.

Таблица 3 – Сравнение максимальных значений перемещений до и после “лечения” модели ТБС с дисплазией III типа

ТБС	Локализация максимальных значений перемещений	Максимальное значение перемещений, мм
Дисплазия III типа	Левая тазовая кость	1,15
Дисплазия III типа после лечения	Область лобкового симфиза	0,51

Таблица 4 – Сравнение максимальных значений ЭН до и после “лечения” модели ТБС с дисплазией III типа

ТБС	Локализация максимальных значений эквивалентных напряжений (ЭН)	Максимальное значение ЭН, МПа
Дисплазия III типа	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости	11,8
Дисплазия III типа после лечения	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне левой бедренной кости	8,7

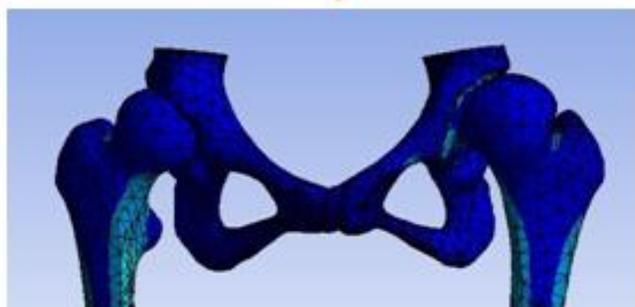
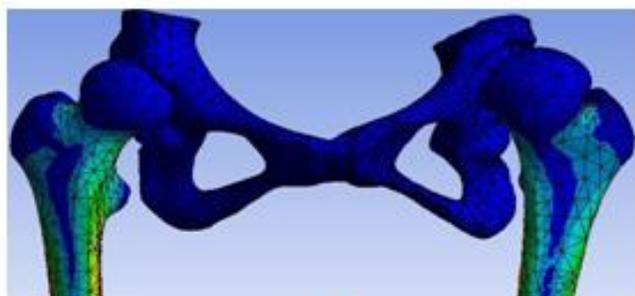


Рисунок 3 – Распределение значений ЭН до и после “лечения” модели ТБС с дисплазией III типа.

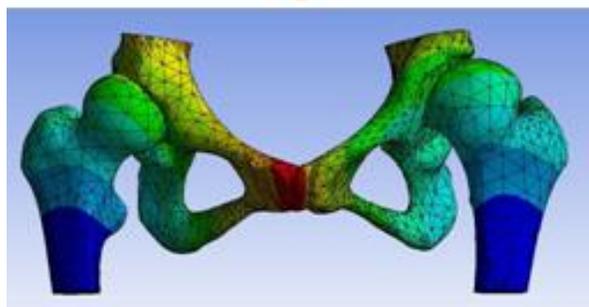
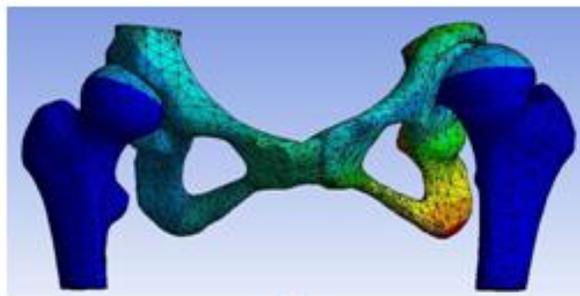


Рисунок 4 – Распределение значений перемещения до и после “лечения” модели ТБС с дисплазией III типа.

## **Заключение**

Были созданы компьютерные трёхмерные геометрические модели ТБС с различными типами дисплазии, а также модель после консервативного лечения. Построение моделей проводилось с помощью программ Mimics и SolidWorks. Конечно-элементный расчёт был произведен в программе ANSYS Workbench. На базе численного эксперимента сделаны следующие выводы:

- 1) наибольшие значения эквивалентных напряжений наблюдаются в шейках бедренных костей и в области верхней трети диафиза на внутренней стороне;
- 2) с увеличением ШДУ наблюдается пропорциональное увеличение максимальных значений ЭН;
- 3) значения перемещений также увеличиваются в зависимости от величины ШДУ, однако кроме этого, зависят и от перекоса таза;
- 4) лечение перекоса таза способствует смещению локализации максимальных перемещений к лобковому симфизу и их уменьшению, а вправление вывиха – уменьшению ЭН на 26,3%;
- 5) персонализированное биомеханическое моделирование может позволить оценить возможности консервативного лечения.

## **Список использованных источников**

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) Андрианов, В. Л. Артропластика тазобедренного сустава у детей и подростков с врожденным вывихом бедра / В. Л. Андрианов, А. М. Кулиев, Е. С. Тихоненков // Вестн. хирургии им.И. И. Грекова, 1988. – №8. – С. 82-84.

3) 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.

4) Корнилов, Н. В. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава / Н. В. Корнилов, А. В. Войтович, В. М. Машков, Г. Г. Эпштейн. – СПб.: ЛИТО Синтез, 1997. – 292 с.

5) Майоров, А. Н. Артрография тазобедренного сустава с двойным контрастированием у детей и подростков / А.Н. Майоров, А.К. Морозов // Вестник травматологии и ортопедии, 2009. – №2. – С. 51–56.

6) Майоров, А.Н. Одномоментная реконструкция тазобедренного сустава при врожденном вывихе бедра в отдаленном периоде // Актуальные вопросы детской травматологии и ортопедии. – М., 2001. – 101 с.

7) 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.

8) Акулич, Ю. В. Экспериментальное исследование деформаций бедренной кости с установленным эндопротезом тазобедренного сустава / Ю. В. Акулич, Р. М. Подгаец, В. Л. Скрябин, А. В. Сотин // Российский журнал биомеханики, 2006. – Т. 10, № 2, С. 20-28.

9) Giorgi, M. Effects of normal and abnormal loading conditions on morphogenesis of the prenatal hip joint: application to hip dysplasia / M. Giorgi, A. Carriero, S. J. Shefelbine, N. C. Nowlana // Journal of Biomechanics, 2015. – Т. 48, № 12, p. 3390-3397.

10) Henak, C. R. Finite element predictions of cartilage contact mechanics in hips with retroverted acetabula / C. R. Henak, E. D. Carruth, A. E. Anderson, M. D. Harris, B. J. Ellis, C. L. Peters, J. A. Weiss // Journal of Biomechanics, 2013. – Т. 21, № 10, p. 1522-1529.

11) 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.

12) 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.