УДК 612.76
DOI: 10.26102/2310-6018/2026.57.6.002

Биомеханическое исследование состояния структур тазобедренного сустава у детей с различной степенью дисплазии

О.В. Тихоненкова[1]✉, Е.А. Николаева[1], Т.В. Сергеев[2]

[1]Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация
[2]Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Институт экспериментальной медицины», Санкт-Петербург, Российская Федерация

Резюме. Дисплазия тазобедренного сустава приводит к ухудшению физического состояния пациента вследствие нарушения биомеханики в пораженном суставе и опорно-двигательном аппарате в целом, и также является одной из лидирующих причин развития коксартроза. Существуют различные методики коррекции дисплазии, большое влияние на результат операции оказывают направление и степень многоплоскостной коррекции. Актуальность исследования обусловлена необходимостью разработки методики биомеханического исследования состояния тазобедренного сустава, позволяющей найти основные факторы стабильности при проведении хирургической коррекции, тем самым снизив появление случаев гипо- и гиперкоррекции в клинической практике. Ведущим подходом к исследованию данной проблемы является определение действующих напряжений в тазобедренном суставе, выделение зон недогруженности и перегруженности, которые повлияют на последующий выбор конфигурации винтов для достижения наибольшей стабильности. На основе проведенных исследований была разработана методика подбора оптимальной величины коррекции положения вертлужной впадины в ходе ее реориентации при проведении хирургической операции. Методика включает в себя алгоритм построения компьютерных моделей тазобедренного сустава пациента на базе компьютерной томографии и анализ напряженно-деформированного состояния в тазобедренном суставе в зависимости от величины конгруэнтности вертлужной впадины и головки бедренной кости, а также в зависимости от конфигурации расположения винтов после хирургической коррекции. Результаты исследования моделей тазобедренного сустава позволяют проанализировать характер изменения напряжений, действующих в тазобедренном суставе, и рассчитать изменение площади контакта при различных конфигурациях установки остеотомических винтов. Материалы статьи представляют практическую ценность для хирургов, а также специалистов в области биомеханики.

Ключевые слова: дисплазия тазобедренного сустава, остеотомия, компьютерное моделирование, биомеханический анализ, конечно-элементный анализ.

Для цитирования: Тихоненкова О.В., Николаева Е.А., Сергеев Т.В. Биомеханическое исследование состояния структур тазобедренного сустава у детей с различной степенью дисплазии. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2026;14(6). URL: https://moitvivt.ru/ru/journal/article?id=2339 DOI: 10.26102/2310-6018/2026.57.6.002

Biomechanical study of the condition of the hip joint structures in children with various degrees of hip joint dysplasia

O.V. Tikhonenkova[1]✉, E.A. Nikolaeva[1], T.V. Sergeev[2]

[1]Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, the Russian Federation
[2]Federal State Budgetary Scientific Institution «Institute of Experimental Medicine», Saint-Petersburg, the Russian Federation

© Тихоненкова О.В., Николаева Е.А., Сергеев Т.В., 2026

Abstract. Hip dysplasia leads to a deterioration in the patient's physical condition due to the disruption of biomechanics in the affected joint and the musculoskeletal system as a whole, and is also one of the leading causes of coxarthrosis. There are various methods for correcting hip dysplasia, and the direction and degree of multi-plane correction have a significant impact on the outcome of surgery. The relevance of this study lies in the need to develop a biomechanical approach for assessing the condition of the hip joint, which will help identify the key factors for stability during surgical correction, thereby reducing the occurrence of hypo- and hypercorrection in clinical practice. The leading approach to studying this problem is to determine the actual stresses in the hip joint and identify the areas of under- and over-stress, which will influence the subsequent selection of screw configurations to achieve maximum stability. Based on the conducted research, a method was developed for selecting the optimal amount of correction of the acetabulum position during its reorientation during surgical operation. The method includes an algorithm for constructing computer models of the patient's hip joint based on computed tomography and analyzing the stress-strain state in the hip joint, depending on the congruence of the acetabulum and the femoral head, as well as depending on the configuration of the screws after surgical correction. The results of the study of hip joint models allow us to analyze the nature of changes in the stresses acting in the hip joint and to calculate the change in the contact area under different configurations of the installation of osteotomy screws. The materials of the article are of practical value for surgeons, as well as for specialists in the field of biomechanics.

Keywords: hip joint dysplasia, osteotomy, computer modeling, biomechanical analysis, finite element analysis.

For citation: Tikhonenkova O.V., Nikolaeva E.A., Sergeev T.V. Biomechanical study of the condition of the hip joint structures in children with various degrees of hip joint dysplasia. *Modeling, Optimization and Information Technology.* 2026;14(6). (In Russ.). URL: https://moitvivt.ru/ru/journal/article?id=2339 DOI: 10.26102/2310-6018/2026.57.6.002

Введение

Тазобедренный сустав образован вертлужной впадиной и бедренной костью, относящейся к костям свободной нижней конечности. До окончания периода полового созревания у детей тазовая кость еще разделяется на подвздошную кость, седалищную кость и лобковую кость. Между собой эти кости соединены хрящом, который постепенно окостеневает. При срастании эти кости образуют вертлужную впадину, в которую входит головка бедренной кости[1].

Тело бедренной кости слегка скручено по оси. В бедренной кости выделяют среднюю часть – диафиз, и два эпифиза, проксимальный, расположенный ближе к осевому скелету, и дистальный, наиболее удаленный от осевого скелета. Если бы головка бедра соединялась напрямую с диафизом, то это обеспечивало бы большую амплитуду движений, но при этом многие мышцы потеряли бы свою мощность, что привело бы к снижению стабилизации [1].

В процессе роста человека скелет претерпевает изменения. Кости маленьких детей окостеневают постепенно, и изначально имеют хрящевую природу. Вертлужная впадина закладывается в виде трех костей, соединенных хрящевыми прослойками, к которым в 16–18 лет добавляются дополнительные центры окостенения, а полностью все центры окостенения срастаются в 20–25 лет. Головка бедренной кости при рождении располагается вне и выше вертлужной впадины из-за ее практически плоской формы. Постепенно с возрастом головка бедренной кости заходит в вертлужную впадину, и к 14 годам сустав принимает правильную форму[2].

[1] Тортора Дж., Дерриксон Б. *Анатомия. Физиология. Фундаментальные основы.* Москва: Эксмо; 2017. 1280 с.

[2] Савченков Ю.И., Солдатова О.Г., Шилов С.Н. *Возрастная физиология (физиологические особенности детей и подростков).* Москва: ВЛАДОС; 2013. 143 с.

Тазобедренный сустав обладает тремя степенями свободы и тремя осями движения – возможно сгибание и разгибание в поперечной оси, лежащей во фронтальной плоскости; приведение и отведение в сагиттальной оси, лежащей в переднезадней плоскости; вращение внутрь и наружу вокруг вертикальной оси, лежащей вдоль продольной оси нижней конечности[3]. В норме в вертикальной плоскости угол шейки бедренной кости образует угол в 120º с осью диафиза, а в горизонтальной плоскости угол между шейкой и фронтальной плоскостью – 20º[4].

Для классификации и оценки основных суставных соотношений пользуются угловыми величинами, определяемыми по рентгенограмме. Основным углом, используемым при выборе способа лечения, является угол отклонения шейки бедра в вертикальной плоскости от продольной оси диафиза – шеечно-диафизарный угол (Рисунок 1*а*).



а) *б*)

Рисунок 1 – Угловые величины для оценки суставных соотношений
Figure 1 – Angular values for assessing articular ratios

Для анализа результатов проведения хирургических вмешательств используют угол передней опоры и угол вертикального соответствия. Угол передней опоры в норме должен составлять не менее 25˚ (Рисунок 1*б*). Также для анализа используется величина угла вертикального соответствия – угла между линиями, первая из которых проводится через верхнюю и нижнюю точку вертлужной впадины, а вторая – по оси шейки бедра (Рисунок 1*а*). Идеальная величина этого угла составляет 90˚, она определяет стабильность тазобедренного сустава в вертикальной плоскости[5].

Дисплазия тазобедренного сустава (ДТС) – это дегенеративно-дистрофическое заболевание, обусловленное врожденной предрасположенностью [2]. При дисплазии тазобедренного сустава недоразвитость одного или нескольких компонентов сустава ведет к дислокации головки бедренной кости в вертлужной впадине вплоть до полного ее выпадения. ДТС приводит к ухудшению физического состояния пациента вследствие нарушения биомеханики в пораженном суставе и опорно-двигательной системе в целом, а также является одной из причин развития поражения хрящевой ткани тазобедренного сустава. Дисплазия является наиболее частой причиной инвалидности у детей с проблемами опорно-двигательного аппарата.

[3] Сапин М.Р., Сивоглазов В.И. *Анатомия и физиология человека (с возрастными особенностями детского организма)*. Москва: Академия; 2002. 448 с.

[4] Белик К.Д., Пель А.Н. *Биомеханика. Основные понятия. Эндопротезирование тканей и органов.* Новосибирск: Изд-во НГТУ; 2014. 104 с.

[5] Бонтрагер К.Л. *Руководство по рентгенографии с рентгеноанатомическим атласом укладок.* Москва: ИНТЕЛМЕДТЕХНИКА; 2005. 831 с.

Одна из самых распространенных научных классификаций дисплазии – классификация по Crowe, по которой оценивается уровень проксимальной миграции головки бедренной кости относительно вертлужной впадины (Рисунок 2). На рентгенограмме нормального тазобедренного сустава высота головки составляет 20 % от высоты таза. В ходе прогрессирования заболевания смещение головки составляет до 50 % высоты головки или до 10 % высоты таза (I тип), затем 50–75 % высоты головки или 10–15 % таза (II тип), при III типе 75–100 % высоты головки или 15–20 % высоты таза, а при IV типе высота смещения головки составляет больше 100 % головки или больше 20 % высоты таза.

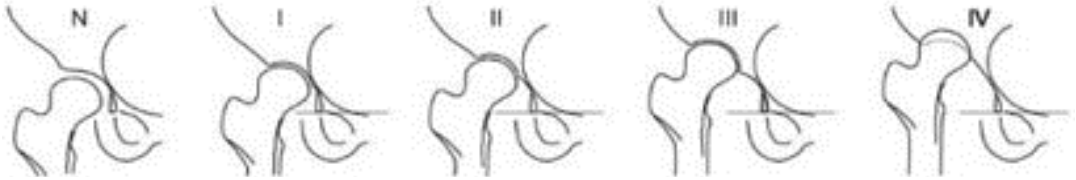


Рисунок 2 – Классификация Crowe, смещение головки бедренной кости в процентах от ее высоты I – 50 %, II – 50–75 %, III – 75–100 %, IV – более 100 %
Figure 2 – Crowe classification, femoral head displacement as a percentage of its height I – 50 %, II – 50–75 %, III – 75–100 %, IV – more than 100 %

У детей до года основным методом лечения ДТС является консервативное лечение. Целью всех методов консервативного лечения во всех возрастных группах является централизация головок бедренных костей в вертлужных впадинах. Применяются различные методики в зависимости от возраста пациента. При неэффективности консервативного лечения проводят хирургическое лечение [3]. Существуют различные методики проведения операций, дающие достаточно хорошие результаты в большинстве случаев. Однако они могут приводить к ряду биомеханических нарушений и, как следствие, к развитию осложнений [4].

В отделении патологии тазобедренного сустава ФГБУ «НИДОИ им. Г.И. Турнера» Минздрава России была разработана своя технология для транспозиции вертлужной впадины путем тройной остеотомии, при которой производится один углообразный разрез от передней ости подвздошной кости до большего вертела, а затем вниз до бедра, в положении больного на противоположном боку. Достоинствами этого способа транспозиции является четкая визуализация костей таза из одного разреза, отсутствие необходимости перемещения пациента, снижение вероятности повреждения сосудов, т. к. сечение лонной кости происходит в непосредственной близости к вертлужной впадине [5]. При проведении остеотомии стремятся уровни сечения костей приблизить к самой вертлужной впадине, повышая мобильность ацетабулярного фрагмента и снижая вероятность возникновения нежелательного смещения отломков [6]. Сложность этой техники заключается в опасности доступа к седалищной кости. Также большое влияние на результат операции оказывают направление и степень многоплоскостной коррекции [7]. Недостаточная коррекция (гипокоррекция) не обеспечит требуемую величину покрытия головки бедренной кости хрящом и приведет к нестабильности, а гиперкоррекция приводит к развитию фемоацетабулярного импиджмента. И гипокоррекция, и гиперкоррекция могут привести к формированию ложных суставов, повреждению тканей сустава, сопровождающемуся острыми и повторяющимися болями, ограничением движения и быстрой усталостью.

После завершения роста костей таза и «закрытия» Y-образного хряща альтернативой тройной остеотомии становится периацетабулярная остеотомия**.** Это аналог транспозиции вертлужной впадины, но без разрушения тазового кольца. Одним

из ее главных преимуществ является сохранность задней колонны таза и ранняя активность пациентов. Наиболее частыми осложнениями при ацетабулярной остеотомии таза являются диастезия наружного бедренного нерва, седалищного нерва, оссификация различной степени, перелом подвздошной кости и поверхностное нагноение [8]. Применение индивидуальных шаблонов для коррекции пространственного положения вертлужной впадины после тройной остеотомии таза у детей с диспластическим подвывихом бедра позволяет нивелировать возможные погрешности пространственного положения вертлужной впадины [9]. Развитие технологий компьютерного моделирования позволяет выполнять хирургические вмешательства с максимальной точностью.

Материалы и методы

В связи с большим количеством сложностей, возникающих при проведении операций, и возможных осложнений в послеоперационном периоде, было предложено разработать методику и провести биомеханическое исследование напряженно-деформированного состояния различных типов тазобедренных суставов у пациентов с дисплазией, с помощью которой можно определить основные факторы стабильности при проведении хирургической коррекции.

Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

1. Построить содержательную и компьютерную модели тазобедренных суставов до проведения восстановительной хирургической операции с двумя типами вертлужной впадины: скошенной и укороченной. Оценить напряженно-деформированное состояние тазобедренного сустава, выделить участки-концентраторы напряжений.

2. Построить содержательную и компьютерную модели тазобедренного сустава после осуществления хирургической коррекции дисплазии по методу тройной остеотомии таза; провести исследование напряженно-деформированного состояния тазобедренного сустава после проведения операции, сравнить значения напряжений в участках-концентраторах и на остеотомических винтах.

Для исследования объекта с учетом структуры, нагрузок и анатомических особенностей, необходимо применять сложное программное обеспечение, позволяющее не только создать 3D модель, но и максимально приблизить ее к реальному объекту, наделив модель физическими свойствами и проведя ее тестирование в условиях, приближенных к реальным. Выбор пал на ПО SolidWorks Simulation, которое позволяет определять механическое сопротивление изделий, работать со сложными сборками, анализировать динамические нагрузки и рассчитывать многослойные композиционные оболочки. SolidWorks – это система автоматического проектирования, созданная на базе платформы Dassault Systemes 3D EXPIRIENCE, позволяющее проводить виртуальное тестирование, основанное на применении методов структурного анализа, в которых используется метод конечных элементов. Метод конечных элементов, или FEA (finite element analysis) является одним из основных методов исследования напряженно-деформированного состояния биологических объектов.

Для обработки изображений в формате DICOM, полученных в результате томографии, дополнительно было использовано специальное ПО – Mimics Medical. Это ПО позволяет на основании послойных срезов рассчитать геометрическую трехмерную модель объекта с полигональной сеткой, отредактировать и провести бинарные манипуляции с полученной 3D-моделью, а затем подготовить ее к экспорту в SolidWorks для построения корректной компьютерной твердотельной модели.

Для определения прикладываемых нагрузок были использованы данные общедоступной базы данных OrthoLoad института Julius Wolff (Берлин)[6]. В базе представлены данные о величине действующих сил в бедренной кости при различных видах движений (Рисунок 3).

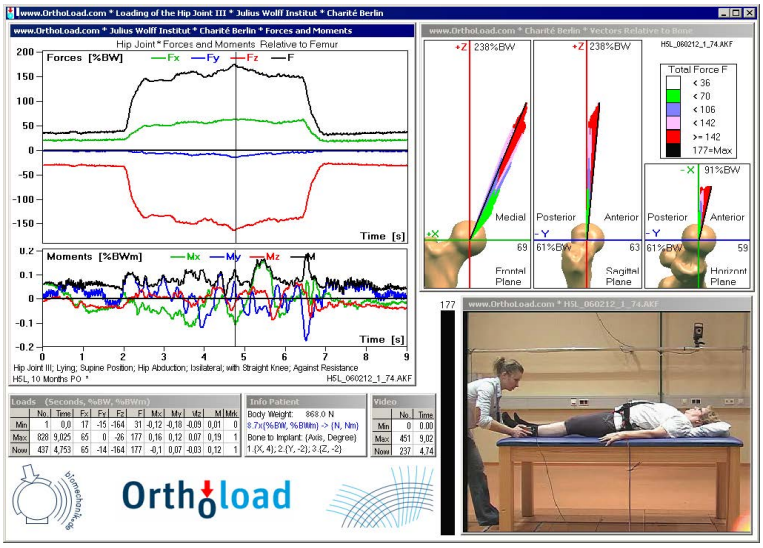


Рисунок 3 – Данные о действующих силах при сведении и отведении в тазобедренном суставе из положения лежа, полученные с сайта OrthoLoad

Figure 3 – Data on the forces acting during hip adduction and abduction from a lying position, obtained from the OrthoLoad website

Для проведения биомеханического исследования необходимо предварительно построить содержательную модель – умозрительное представление тазобедренного сустава, включающее кости бедра и таза, а также хрящи и связки. Модель должна учитывать свойства материала, его геометрию, структуру, условия закрепления и внешнюю нагрузку.

При построении модели были введены следующие допущения:

1) бедренная и тазовая кости схематизированы двумя слоями – кортикальным и спонгиозным;

2) материалы кортикального и спонгиозного слоя, а также связок и хряща являются однородными, сплошными, изотропными и упругими;

3) в материалах отсутствуют начальные напряжения;

4) введено жесткое закрепление дистального конца бедренной кости.

Влияние мышц на данном этапе исследования не учитывается.

Содержательная модель тазобедренного сустава с учетом допущений приведена на Рисунке 4. В качестве исходных данных используются данные компьютерной томографии, представляющие собой 362 среза с шагом 0,5 мм. На первом этапе исследования данные КТ были обработаны в программе Mimics: с помощью шкалы рентгеновской плотности Хаунсфилда были выделены необходимые области и построены маски 3D моделей (Рисунок 5*а*). На Рисунке 5*б* представлена компьютерная геометрическая модель тазобедренных суставов после окончательной обработки в программе Mimics.

Следующим этапом было создание с помощью SolidWorks твердотельной модели на базе геометрической модели, полученной из Mimics. С моделью необходимо провести

[6] *OrthoLoad.* URL: https://orthoload.com (дата обращения: 11.03.2026).

дополнительные действия по устранению шумов и сглаживанию с учетом требований к реализации точности соответствия модели реальному объекту. Также с учетом разных механических свойств костей таза необходимо учесть условия их сопряжения, а также площадки для приложения нагрузок и закрепления костей в анатомически верных местах.

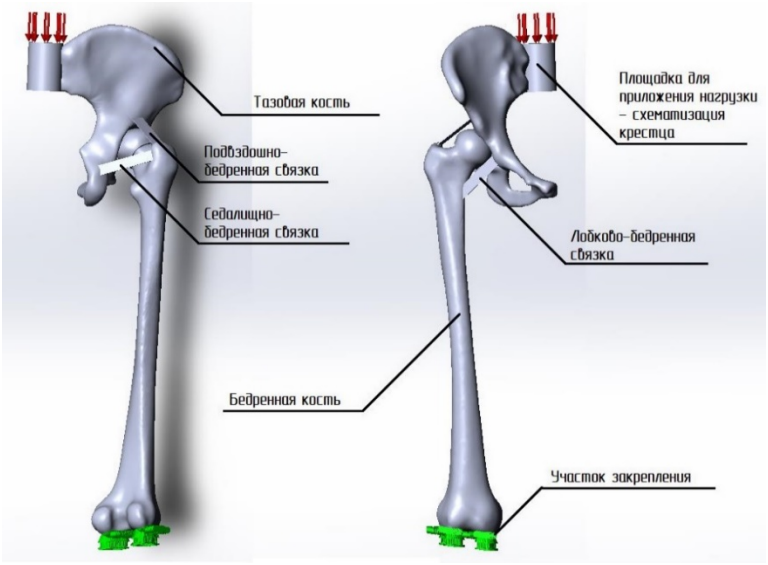
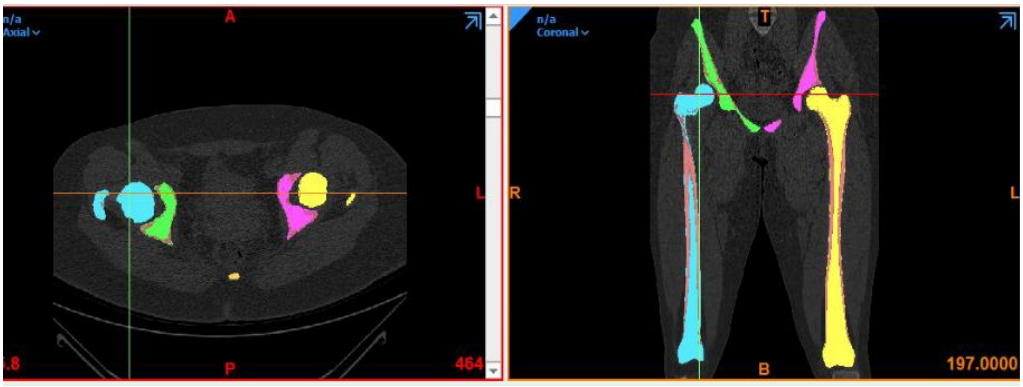


Рисунок 4 – Содержательная модель тазобедренного сустава
Figure 4 – Content model of the hip joint



а) *б*)

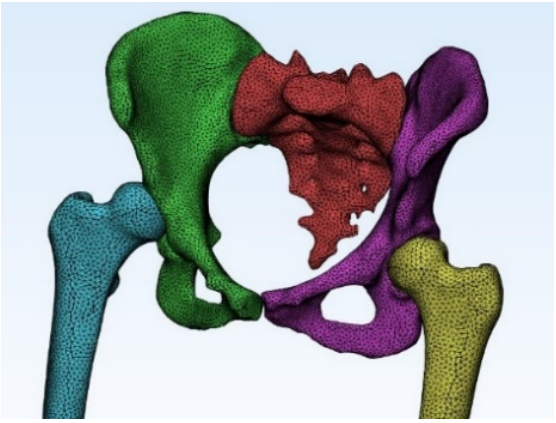


Рисунок 5 – Этапы создания геометрической модели в программе Mimics
Figure 5 – Steps for creating a geometric model in the Mimics program

Для проверки адекватности построенной модели проводится сравнительный анализ результатов конечно-элементного расчета и клинических результатов, достигнутых в ходе лечения конкретного пациента [10].

Результаты

Для выбора оптимальной величины коррекции положения вертлужной впадины в ходе ее реориентации при проведении операции с целью исключения возникновения гипер- и гипокоррекции необходимо обладать сведениями о зависимости величин напряжений в тазобедренном суставе от величины конгруэнтности вертлужной впадины и головки бедренной кости. Исследование проводилось для пиковых значений нагрузки, возникающих при ходьбе для ребенка среднего веса 50 кг, составляющих 500 Н.

Были получены эпюры напряжений для различных типов тазобедренных суставов, в частности, было рассмотрено распределение напряжений в дистальной части бедра и вертлужной впадине. С учетом разделения типов вертлужных впадин на «Скошенные» и «Укороченные» были построены эпюры напряжений для всех исходных случаев и оценено распределение участков перенапряженности и недогруженности.

На Рисунке 6 представлены результаты моделирования для случая, когда вертлужная впадина укорочена и 1 степень дисплазии по Crowe. Приведены эпюра значений напряжений в модели, определена площадь контакта между вертлужной впадиной и хрящом 907,9 мм^2, и максимальные напряжения, возникающие в вертлужной впадине.

На Рисунке 7 представлены результаты моделирования для случая, когда вертлужная впадина скошена и 2 степень дисплазии по Crowe. Приведены эпюра значений напряжений в модели с указанием зоны максимального значения в дистальной части бедра, определена площадь контакта между вертлужной впадиной и хрящом 128,56 мм^2, и максимальные напряжения, возникающие в вертлужной впадине.

Аналогичные исследования были проведены и для остальных случаев. Результаты исследования показали, что при дисплазии крыши вертлужной впадины головка бедренной кости оказывает избыточное давление на область контакта, в результате формируется зона склерозированной костной ткани, близкой к свойствам компактной костной ткани.

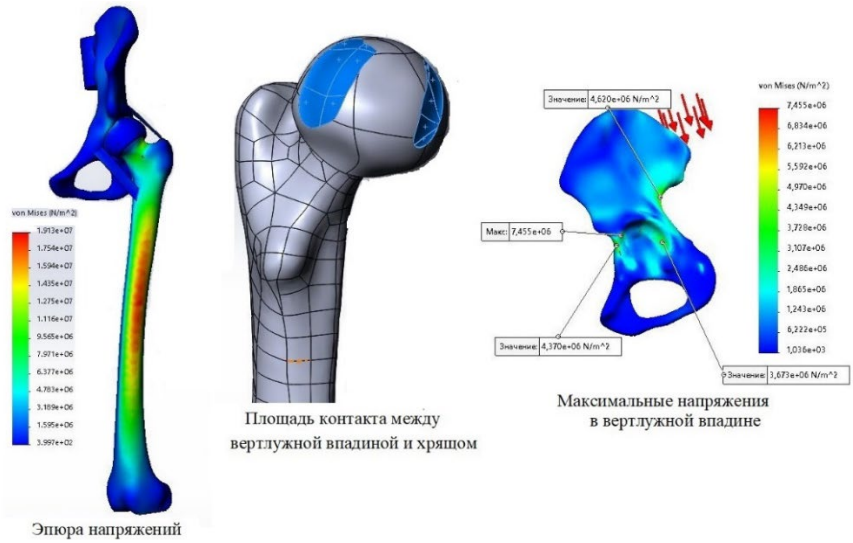


Рисунок 6 – Результаты исследования для случая: вертлужная впадина укорочена, 1 степень дисплазии по Crowe

Figure 6 – Research results for the case: acetabulum is shortened, 1 degree of Crowe dysplasia

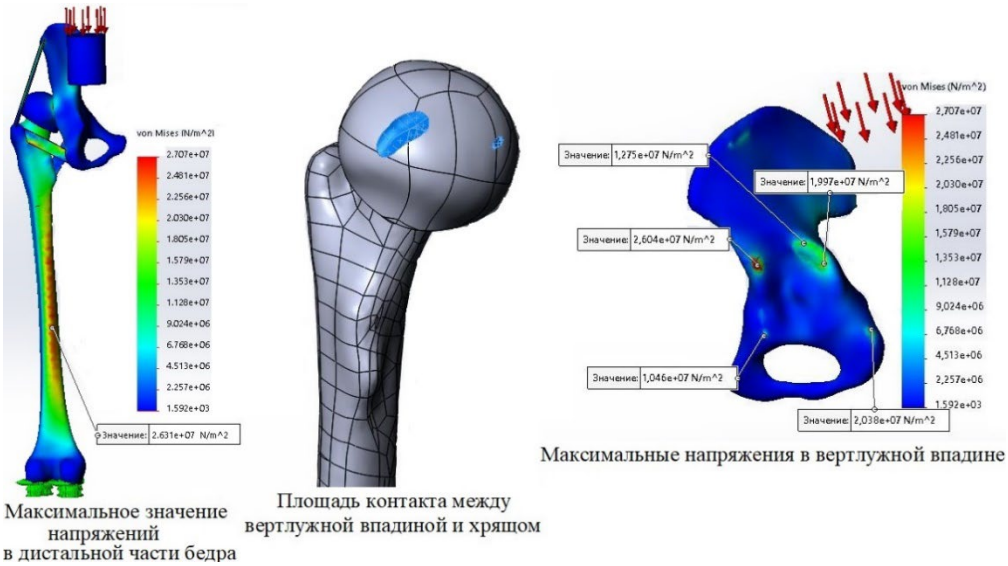


Рисунок 7 – Результаты исследования для случая: вертлужная впадина скошена, 2 степень дисплазии по Crowe

Figure 7 – Research results for the case: acetabulum is tilted, Crowe grade 2 dysplasia

Также в ходе проксимальной миграции головки бедра и прогрессирования дисплазии, величина контактных напряжений в верхней части вертлужной впадины увеличивается от 1,19 МПа (вертлужная впадина скошена, 1 степень по Crowe) до 11,59 МПа (вертлужная впадина скошена, 2 степень по Crowe).

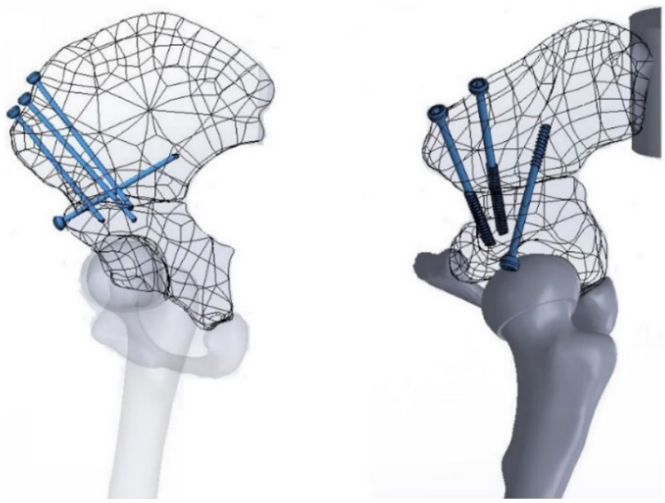
В области дна вертлужной впадины наблюдается обратный процесс: образуются локальные участки недогруженности костной ткани. Полость сустава заполняется рубцовой тканью и образуется оссификат, с механическими свойствами меньше, чем у нормальной спонгизоной ткани.

После определения напряженно-деформированного состояния для четырех исходных случаев до операции, необходимо определить характер изменения действующих напряжений после хирургической коррекции.

В качестве исходных данных использовались снимки компьютерной томографии, на которых визуализируется расположение винтов, фиксирующих положение подвздошного, лонного и седалищного компонента после проведения тройной остеотомии таза.

Для первого случая вертлужная впадина укорочена, 1 степень по Crowe винты лежат в разных плоскостях. Три винта пронизывают подвздошную ость внутри, не пересекая ее плоскость, вдоль фронтальной плоскости, направление ввинчивания – сверху вниз. Четвертый винт лежит в аксиальной плоскости, перпендикулярно трем предыдущим, скрепляя седалищный и подвздошный компонент снизу-вверх (Рисунок 8*а*).

Для второго случая вертлужная впадина скошена, 2 степень по Crowe – используются три остеотомических винта. Первые два винта проходят во фронтальной плоскости, располагаясь от гребня подвздошной кости и до передней части седалищного компонента, третий винт расположен под углом к предыдущим в аксиальной плоскости, и скрепляет заднюю часть седалищного компонента и тело подвздошной кости (Рисунок 8*б*).

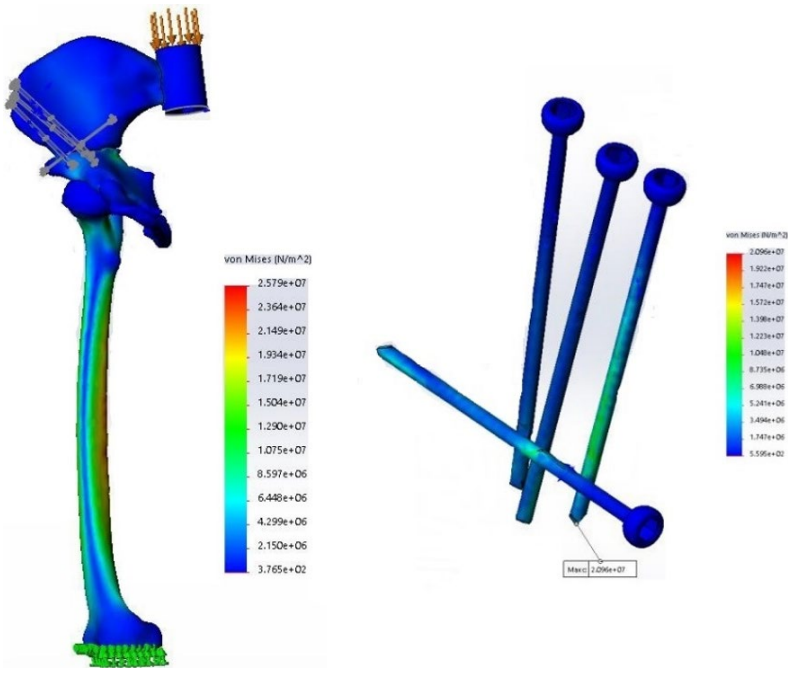


а) *б*)

Рисунок 8 – Расположение винтов: *а* – вертлужная впадина укорочена, 1 степень по Crowe; *б* – вертлужная впадина скошена, 2 степень по Crowe

Figure 8 – Screw placement: *a* – acetabulum shortened, 1 degree according to Crowe; *b* – acetabulum angled, 2 degree according to Crowe

Для первого случая максимальные напряжения возникают в проксимальной части бедренной кости, что анатомически верно в случае моделирования без учета мышц и связок. Это достигается благодаря большой площади контакта между подвздошным и седалищным компонентом. Градиент напряжений сильно выражен также на участке шейки бедренной кости и в зоне контакта седалищного и подвздошного компонентов, винты нагружены практически равномерно (Рисунок 9).

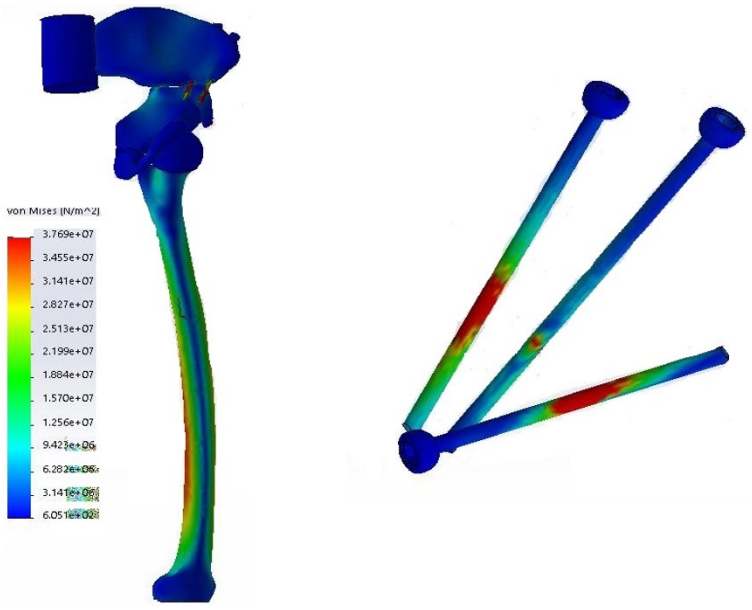


а) *б*)

Рисунок 9 – Эпюры напряжений после тройной остеотомии таза, 1 случай: *а* – эпюра для модели полностью; *б* – напряжения в винтах

Figure 9 – Stress diagrams after triple pelvic osteotomy, 1 case: *a* – stress diagram for the full model; *b* – stress in the screws

Во втором случае пиковые значения напряжений располагаются во внешних участках винтов – тех, которые не погружены в кость и скрепляют между собой компоненты. Шейка и дистальная часть нагружены анатомически верно, также в результате коррекции положения седалищного фрагмента отсутствуют участки высокой концентрации напряжений в вертлужной впадине. Напряжения на винтах более чем в 10 раз превышают напряжения на шейке бедра, и в пять раз – напряжения в дистальной части бедра (Рисунок 10).



а) *б*)

Рисунок 10 – Эпюры напряжений после тройной остеотомии таза, 2 случай: *а* – эпюра для модели полностью; *б* – напряжения в винтах
Figure 10 – Stress diagrams after triple pelvic osteotomy, case 2: *a* – stress diagram for the full model; *b* – stress in the screws

Аналогичные исследования проводились и для других вариантов установки винтов. Для всех случаев наблюдается отсутствие увеличения напряжений в шейке и дистальной части бедренной кости в сравнении с дооперационной характеристикой. В результате реориентации компонентов, удалось добиться отсутствия высоких напряжений в вертлужных впадинах, которые приводили к изменению характера костной ткани в этих участках и постепенному истончению хряща.

Наилучшие результаты достигнуты для случая, когда используемые для фиксации четыре винта расположены в теле кости, не выходя за ее пределы. В этом случае отсутствуют сильные перепады напряжений в местах контакта резьбы и плоскости кости. Наибольшие напряжения возникают в тех случаях, когда винты расположены неглубоко, или скрепляют между собой небольшие костные фрагменты, такие как задняя верхняя или задняя нижняя ость. Однако ввиду малого размера кости, сложного метода доступа и необходимости разместить винты как можно дальше друг от друга, при этом надежно скрепив подвздошный и седалищный компонент, на практике возникают сложности в применении большего количества винтов и введении их строго внутри плоскости кости, что существенно бы снизило возникающие напряжения.

Также целью тройной остеотомии таза является увеличение площади контакта между вертлужной впадиной и хрящом бедренной кости, поскольку соответствие суставных поверхностей друг другу значительно влияет на распределение напряжений.

В результате увеличения площади контакта между компонентами снижается избыточное давление, оказываемое головкой бедренной кости. Для всех рассмотренных случаев применение тройной остеотомии таза позволяет добиться увеличения площади контакта поверхностей, максимального результата удалось добиться для случая второй степени дисплазии по Crowe со скошенной вертлужной впадиной – увеличение площади контакта более чем на 400 % по сравнению с площадью контакта до операции.

Обсуждение

В данном исследовании были построены модели тазобедренных суставов до проведения хирургического лечения для четырех случаев, отличающихся типом вертлужной впадины (укороченная или скошенная) и степенью дисплазии: 1 и 2 по Crowe. В результате анализа проведенных исследований был определен характер распределения напряжений в тазобедренном суставе. Моделирование проводилось без учета мышц, наибольшие значения напряжений приходятся на дистальную часть бедра, а также шейку бедренной кости. В случае наличия патологии в участках вертлужной впадины возникают перегруженные участки, головка бедренной кости оказывает избыточное давление на область контакта. Наибольшие напряжения возникают в случае скошенной вертлужной впадины, 2 степень по Crowe, наименьшие – для укороченной вертлужной впадины, 1 степень по Crowe.

Для оценки реориентации суставных компонентов было проведено моделирование состояния тазобедренного сустава после тройной остеотомии таза, которая позволяет изменить конгруэнтность суставных поверхностей и изменить характер и величину распределения напряжений. Результаты исследования коррекции показали отсутствие точек-концентраторов напряжений в вертлужной впадине и перенагруженных участков, что является следствием увеличения площади контакта между вертлужной впадиной и головкой бедренной кости в результате реориентации. Модели отличались различным количеством (3 и 4 винта) и расположением остеотомических винтов (только во фронтальной плоскости, и в двух плоскостях: фронтальной и горизонтальной). Абсолютные значения напряжений в дистальной части бедренной кости и шейке бедра не увеличились. Наименьшие напряжения на остеотомических винтах были достигнуты в случае фиксации четырьмя винтами, расположенными внутри тела кости и не выходящие за ее пределы, что соответствует случаю с укороченной вертлужной впадиной, 1 степенью дисплазии по Crowe. Наибольшие напряжения возникают в местах перехода «винт-кость»: при скреплении небольших костных фрагментов, например, костных остей и неглубоком расположении винтов.

На основе проведенных исследований была разработана методика подбора оптимальной величины коррекции положения вертлужной впадины в ходе ее реориентации при проведении хирургической операции. Методика включает в себя алгоритм построения компьютерных моделей тазобедренного сустава пациента на базе компьютерной томографии и анализ напряженно-деформированного состояния в тазобедренном суставе в зависимости от величины конгруэнтности вертлужной впадины и головки бедренной кости, а также в зависимости от конфигурации расположения винтов после хирургической коррекции. Результаты исследования моделей тазобедренного сустава позволяют проанализировать характер изменения напряжений, действующих в тазобедренном суставе, и рассчитать изменение площади контакта при различных конфигурациях установки остеотомических винтов.

Заключение

С помощью разработанной методики можно в индивидуальном порядке для каждого пациента найти наиболее стабильное пространственное расположение винтов для достижения максимальной площади контакта суставных поверхностей и снижения напряжения в участках-концентраторах, а также анализировать необходимость использования дополнительных винтов, опираясь не только на методы доступа и размер кости, но и на результаты оценки напряженно-деформированного состояния сустава.

Планирование операций с помощью трехмерного моделирования и биомеханического анализа позволит прогнозировать результаты хирургического вмешательства и, следовательно, снизить число малых и больших осложнений.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Майерс Т.В. *Анатомические поезда.* Москва: Эксмо; 2018. 320 с.
   Myers Th.W. *Anatomy Trains.* Moscow: Eksmo; 2018. 320 p. (In Russ.).
2. Шевцов В.И., Макушин В.Д., Тепленький М.П. Развитие тазобедренного сустава после оперативного лечения врожденного вывиха бедра у детей дошкольного возраста. *Гений ортопедии.* 2008;(4):62–68.
   Shevtsov V.I., Makushin V.D., Tioplenky M.P. The hip development after surgical treatment of congenital dislocation of the hip in children under school age. *Orthopaedic Genius.* 2008;(4):62–68. (In Russ.).
3. Белокрылов Н.М., Белокрылов А.Н., Полякова Н.В. и др. Особенности и возможности реконструктивной хирургии тазобедренного сустава с применением тройной остеотомии таза в детском возрасте. В сборнике: *Ежегодная научно-практическая конференция по актуальным вопросам травматологии и ортопедии детского возраста «Турнеровские чтения»: Сборник статей, 03–04 октября 2019 года, Санкт-Петербург, Россия.* Санкт-Петербург: Научно-исследовательский детский ортопедический институт имени Г.И. Турнера; 2019. С. 53–57.
4. Бортулев П.И., Баскаева Т.В., Барсуков Д.Б. и др. Некоторые аспекты травматичности хирургических доступов при выполнении тройной остеотомии таза у детей. В сборнике: *Ежегодная научно-практическая конференция по актуальным вопросам травматологии и ортопедии детского возраста «Турнеровские чтения»: Сборник статей, 05–06 октября 2023 года, Санкт-Петербург, Россия.* Санкт-Петербург: Научно-исследовательский детский ортопедический институт имени Г.И. Турнера; 2023. С. 33–39.
5. Камоско М.М., Басков В.Е., Барсуков Д.Б. и др. Транспозиция вертлужной впадины путем тройной остеотомии таза при лечении детей с дисплазией тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России.* 2014;(3):76–85.
   Kamosko M.M., Baskov V.E., Barsukov D.B., et al. Transposition of the acetabulum after triple pelvic osteotomy in the treatment of children with hip dysplasia. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2014;(3):76–85. (In Russ.).
6. Снетков А.И., Котляров Р.С., Франтов А.Р. и др. К вопросу об эндопротезировании тазобедренного сустава у подростков в детской костной патологии. *Медицинский альманах.* 2012;(2):256–261.
   Snetkov A.I., Kotlyarov R.S., Frantov A.R., et al. On the hip joint in adolescents in pediatric bone disease. *Medical Almanac.* 2012;(2):256–261. (In Russ.).
7. Бортулев П.И., Баскаева Т.В., Барсуков Д.Б. и др. Оценка травматичности хирургических доступов при выполнении тройной остеотомии таза у детей с диспластической нестабильностью тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России.* 2022;28(4):79–89. https://doi.org/10.17816/2311-2905-1981

Bortulev P.I., Baskaeva T.V., Barsukov D.B., et al. Surgical Approaches for Triple Pelvic Osteotomy in Children With Hip Dysplastic Instability: Assessment of Muscle Damage. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2022;28(4):79–89. (In Russ.). https://doi.org/10.17816/2311-2905-1981

8. Гахраманов А.Г. Осложнения после периацетабулярной остеотомии. *Казанский медицинский журнал.* 2016;97(5):696–700. https://doi.org/10.17750/KMJ2016-696
Gakhramanov A.G. Complications after Periacetabular Osteotomy. *Kazan Medical Journal.* 2016;97(5):696–700. (In Russ.). https://doi.org/10.17750/KMJ2016-696
9. Бортулёв П.И., Виссарионов С.В., Басков В.Е. и др. Применение индивидуальных шаблонов при тройной остеотомии таза у детей с диспластическим подвывихом бедра (предварительные результаты). *Травматология и ортопедия России.* 2019;25(3):47–56. https://doi.org/10.21823/2311-2905-2019-25-3-47-56
Bortulev P.I., Vissarionov S.V., Baskov V.E., et al. Patient-Specific Templates for Triple Pelvic Osteotomy in Children with Dysplastic Hip Subluxation (Preliminary Results). *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2019;25(3):47–56. (In Russ.). https://doi.org/10.21823/2311-2905-2019-25-3-47-56
10. Todd J.N., Allan A.N., Maak T.G., et al. Characterization and finite element validation of transchondral strain in the human hip during static and dynamic loading. *Journal of Biomechanics.* 2021;114. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110143

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ/ INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Тихоненкова Оксана Владимировна, кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой биотехнических систем и технологий, Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация.
e-mail: krivohizhinaov@gmail.com
ORCID: 0000-0001-5896-2905

Oksana V. Tikhonenkova, Candidate of Engineering Sciences, Docent, Head of the Department of Bioengineering Systems and Technologies Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, the Russian Federation.

Николаева Елена Александровна, кандидат технических наук, доцент кафедры биотехнических систем и технологий, Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация.
e-mail: lenlea28@gmail.com
ORCID: 0000-0003-3200-1262

Elena A. Nikolaeva, Candidate of Engineering Sciences, Associate Professor at the Department of Biotechnical Systems and Technologies, Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, the Russian Federation.

Сергеев Тимофей Владимирович, кандидат биологических наук, заведующий лабораторией физиологии биоуправления Физиологического отдела имени акад. И.П. Павлова, Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Институт экспериментальной медицины», Санкт-Петербург, Российская Федерация.
e-mail: sergeev.tv@iemspb.ru
ORCID: 0000-0001-9088-0619

Timofey V. Sergeev, Candidate of Biological Sciences, Head of Laboratory of Biofeedback Physiology, I.P. Pavlov Department of Physiology, Federal State Budgetary Scientific Institution «Institute of Experimental Medicine», Saint-Petersburg, the Russian Federation.

Статья поступила в редакцию 07.04.2026; одобрена после рецензирования 19.05.2026; принята к публикации 10.06.2026.

The article was submitted 07.04.2026; approved after reviewing 19.05.2026; accepted for publication 10.06.2026.