Гений ортопедии. 2023;29(4):410-418. Genij Ortopedii. 2023;29(4):410-418.

Научная статья

УДК 004-94:612.766:[616.711+616.718.19] https://doi.org/10.18019/1028-4427-2023-29-4-410-418



Моделирование поведения оси вертлужной впадины и оси седалищных бугров при переходе из положения стоя в положение сидя

А.В. Пелеганчук¹, Э.Н. Тургунов¹, Е.А. Мушкачев¹, Н.В. Федорова³, М.Н. Данилов², А.А. Корыткин¹, В.В. Павлов¹

¹ Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирск, Россия

² Новосибирский государственный архитектурно-строительный университет (Сибстрин), Новосибирск, Россия

³ Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН, Новосибирск, Россия

Автор, ответственный за переписку: Евгений Андреевич Мушкачев, mushkachevi@gmail.com

Аннотация

Введение. Успех лечения пациентов с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями позвоночника, а также с сопутствующим поражением тазобедренного сустава зависит от понимания биомеханики движений в позвоночно-тазовом сегменте. При тщательном анализе биомеханических процессов, происходящих в системе позвоночник-таз при переходе из положения стоя в положение сидя, становится ясно, что ацетабулярная ось вращения таза в пространстве не является единственной. Цель. Отработать и апробировать виртуальную модель таза для изучения кинематики движения позвоночно-тазового комплекса с описанием возникновения седалищной оси вращения при изменении исходного положения стоя на положение сидя. Материалы и методы. Задача решалась с помощью метода конечных элементов. Кости молелировались абсолютно жесткими телами. Основные связки и мышцы молелировались с помощью конечно-элементных пружин: упругих фрагментов с заданными реологическими характеристиками. Исследование контактного взаимодействия реализовывалось для пар «головка бедренной кости - вертлужная впадина» и «седалищные бугры - поверхность стула». Результаты. Выявлена новая ось вращения седалищная ось, которая соответствовала точкам начального контакта седалищных бугров с поверхностью стула. Ось вертлужной впадины повернулась на 7,1° относительно седалищной оси и в конечный момент времени сместилась в горизонтальном направлении относительно ацетабулярной оси на 8,83 мм. Величина зазора между поверхностями головки бедренной кости и вертлужной впадины составила порядка 8 мм. Обсуждение. В исследовании показано, что таз вращается в зависимости от положения вокруг двух осей: ацетабулярной и седалищной, отсюда следует, что ацетабулярная ось совершает колебательные движения взад и вперед при анте- и ретроверсии, то есть является нестатичной. Недостатки модели: 1) мышцы и связки моделировались с помощью КЭ-пружин, конец и начало которых задавались двумя точками, а мышцы и связки в реальном теле прикреплены вдоль всей поверхности костей; 2) не моделируются мягкие ткани в реальном объёме. Преимуществом исследования является учёт контактного взаимодействия таза со стулом и описание его поворота относительно седалищной оси, в то время как в других исследованиях рассматривается поворот таза только относительно ацетабулярной оси. Заключение. В результате контактного взаимодействия тазовой кости с поверхностью стула при переходе скелета из положения стоя в положение сидя возникает новая ось вращения – седалищная ось. В дальнейшем целесообразно проведение клинического исследования.

Ключевые слова: ось вращения, сагиттальный баланс, биомеханика движения, параметры, таз, моделирование

Для цитирования: Пелеганчук А.В., Тургунов Э.Н., Мушкачев Е.А., Федорова Н.В., Данилов М.Н., Корыткин А.А., Павлов В.В. Моделирование поведения оси вертлужной впадины и оси седалищных бугров при переходе из положения стоя в положение сидя. *Гений ортопедии*. 2023;29(4):410-418. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-4-410-418. EDN LXBEJK.

Original article

Modeling the behavior of the acetabular axis and the axis of the ischial tuberosities during the transition from a standing to a sitting position

A.V. Peleganchuk¹, E.N. Turgunov¹, E.A. Mushkachev¹, N.V. Fedorova³, M.N. Danilov², A.A. Korytkin¹, V.V. Pavlov¹

¹ Ya.L. Tsivyan Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Novosibirsk, Russian Federation

² Novosibirsk State University of architecture and Civil Engineering (Sibstrin), Novosibirsk, Russian Federation

³ Lavrentiev Institute of Hydrodynamics SB RAS, Novosibirsk, Russian Federation

Corresponding author: Evgeny A. Mushkachev, mushkachevi@gmail.com

Abstract

Introduction The success of the treatment of patients with degenerative diseases of the spine and concomitant damage to the hip joint depends on the understanding of the biomechanics of movements in the spinal-pelvic segment. After a thorough analysis of the biomechanical processes occurring in the spine-pelvis system during the transition from a standing to a sitting position, it becomes clear that the acetabular axis of rotation of the pelvis in space is not the only one. The **purpose** of the study was to develop and test a virtual model of the pelvis to study the kinematics of the movement of the spinal-pelvic complex with a description of the emergence of the iscial axis of rotation by changing the position from standing to sitting. **Materials and methods** The problem was solved using the finite element method. The bones were modeled as absolutely rigid bodies. The main ligaments and muscles were modeled using finite element springs: elastic fragments with specified rheological characteristics. The study of contact interaction was carried out for pairs: "femoral head – acetabulum" and "ischial tuberosities - chair surface". **Results** A new axis of rotation was revealed, the ischial axis, which corresponded to the points of initial contact of the ischial tuberosities with the surface of the chair. The axis of the acetabulum rotated by 7.1° relative to the ischial axis and at the final moment shifted in the horizontal direction relative to the acetabular axis by 8.83 mm. The gap between the surfaces of the femoral head and the acetabulum was about 8 mm. **Discussion** The study shows that the pelvis rotates depending on the position around two axes: acetabular and ischial ones, hence it follows that the acetabular axis oscillates back and forth during anteand retroversion, that is, it is non-static. Shortcomings of the model: 1) muscles and ligaments were modeled using FE springs, the end and beginning of which were set by two points, and the muscles and ligaments in the real body are attached along the ent

For citation: Peleganchuk A.V., Turgunov E.N., Mushkachev E.A., Fedorova N.V., Danilov M.N., Korytkin A.A., Pavlov V.V. Modeling the behavior of the acetabular axis and the axis of the ischial tuberosities during the transition from a standing to a sitting position. *Genij Ortopedii*. 2023;29(4):410-418. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-4-410-418

[©] Пелеганчук А.В., Тургунов Э.Н., Мушкачев Е.А., Федорова Н.В., Данилов М.Н., Корыткин А.А., Павлов В.В., 2023

ВВЕДЕНИЕ

За последнее время учение о сагиттальном балансе широко внедрено в научную и практическую сферу деятельности хирургов-вертебрологов, начало которому положил Дюбуссе, предложивший понятие «конуса экономии» в рамках изучения глобального баланса [1].

Анализ инструментальных исследований, изучающих изменения сагиттального и глобального баланса, равно как и обследования, проводимые на этапе предоперационного планирования с целью оценки необходимого объема вмешательства и коррекции выявленных нарушений, проводятся только в положении пациента стоя без учета других положений тела.

Прямая, проведенная через два центра ротации таза (вертлужная впадина), является осью вращения таза в сагиттальной плоскости, от которой рассчитываются дальнейшие показатели, оцениваемые в рамках изучения позвоночно-тазовых взаимоотношений и глобального баланса в целом. К центру ротации привязываются основные параметры позвоночно-тазового взаимоотношения: тазовый индекс (Pelvic incidence – PI), наклон таза (Pelvic tilt – PT), фемороацетабулярный угол, интегративный индекс баланса (FBI) и прочие рассчитываемые формулы, которые, в свою очередь, могут меняться в зависимости от позы пациента, возраста, наличия сопутствующей ортопедической патологии и вследствие хирургического лечения [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8].

Установленные центр ротации и ось вращения таза определяются биомеханикой, широко изученной в трудах французского ученого травматолога-ортопеда Капанджи А. Он подробно описал строение бедренной кости и таза, прекрасно иллюстрирующее пример закона равенства действия и противодействия, заключающееся в особенном внутреннем строении костной ткани, формирующее специальные группы силовых линий, противостоящих механическим силам, действующим на кость [9]. Описанное строение проксимального отдела бедренной кости и вертлужной впадины объясняется их ролью как центрального биомеханического узла, принимающего всю вертикальную нагрузку и являющегося центром ротации в положении стоя.

В положении сидя опоры в тазобедренном суставе не происходит, соответственно, там не реализуется вышеупомянутый закон действия и противодействия. Силы, действующие на тазобедренный сустав, смещаются в область седалищных бугров, где и происходит шунтирование нагрузки, отсюда следует, что данный закон перемещается на другую опору – седалищные бугры, которые формируют новый центр ротации, а две точки в седалищных буграх формируют новую ось вращения. Новая точка вращения таза в пространстве находится на седалищных буграх, соответственно, прежняя общепринятая точка вращения (ацетабулярная впадина с головкой бедра) будет вращаться вокруг нее.

Предполагается, что в положении стоя ацетабулярная ось вращения вертлужных впадин и головки бедренной кости совпадают, а действие сил на этой оси находится в состоянии равновесия. Поэтому точки центра вертлужной впадины, лежащие на оси вращения, не смещаются относительно оси вращения.

Нулевая гипотеза исследования состоит в том, что в реальности при переходе в положение сидя возникает контактное взаимодействие между седалищными буграми и поверхностью, на которую садится человек. В результате возникают силы реакции опоры в области контакта седалищных бугров с поверхностью стула, и образуется вторая ось вращения, которая проходит через две точки начального контакта седалищных бугров со стулом - седалищная ось. Эта ось является новой осью вращения, относительно которой происходит вращение тазовой кости и позвоночника. В результате чего смещается кзади ось вертлужных впадин относительно ацетабулярной оси головки бедренной кости, которые совпадали в положении стоя, соответственно, впадины вместе с тазом отклоняются назад на определенную величину. При этом смещении возникает зазор между вертлужной впадиной и головкой бедренной кости.

Цель – отработать и апробировать виртуальную модель таза для изучения кинематики движения позвоночно-тазового комплекса с описанием возникновения седалищной оси вращения при изменении исходного положения стоя на положение сидя.

Ввиду высокой сложности геометрии и траекторий движения рассматриваемой механической системы (позвоночник – таз – бедренная кость) аналитическая модель не может быть построена. Поэтому для описания сценариев процесса движения предлагается использовать методы трёхмерного моделирования и численные методы. В задачах биомеханики наиболее удобным и часто применимым является метод конечных элементов [2, 10, 11, 12, 13, 14].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Геометрия трёхмерной модели

Для построения трёхмерной модели исследуемой биомеханической системы и решения поставленной задачи использовался универсальный программный комплекс ANSYS.

Исходные геометрические модели тазовой кости, бедренной кости и позвоночника, полученные методом МСКТ и представленные фасетными телами, хранились в формате STL. Для анализа напряжённо-деформированного состояния модели необходимо было выполнить конвертацию исходной модели в формат твердотельной модели. Конвертирование фасеточных моделей в твердотельные модели (формат SAT) выполнялось в полуавтоматическом режиме с применением программного обеспечения ANSYS SpaceClaim Direct Modeler (SCDM), которое представляет собой CAD-систему, реализующую прямой подход к моделированию.

Материалы и допущения, схема нагружения

В связи со сложностью строения связок, структуры костей, реологии мягких тканей, а также наличия усилий, возникающих в мускулах, сухожилиях и связках, построить детальную модель биомеханической системы чрезвычайно сложно. Кроме того, чем выше детализация модели, тем дольше происходит расчёт. Необходимо найти баланс для того, чтобы наиболее приближённо описать модель, но при этом не потерять скорость вычисления, для этого принимается ряд обоснованных допущений.

При построении модели важным вопросом является учёт механических характеристик материалов. Как правило, в задачах биомеханики кость может быть представлена либо как континуальный материал с однородными свойствами, либо дискретной клеточной структурой с детальной микроархитектурой кости, либо как пороупругий материал [15, 13]. Последние два подхода существенно усложняют конечно-элементную модель и значительно увеличивают расчётное время, особенно в случаях с большим количеством составных тел в модели, как в рассматриваемой задаче. Кроме того, при описании механических характеристик костных тканей возникает проблема с однозначностью определения предела прочности и модуля упругости для кортикальной и губчатой костей. Проблема состоит в том, что разброс данных для указанных механических характеристик существенный среди разных исследований [16, 17, 18].

Величины предела прочности и модуля упругости зависят не только от метода исследований, места из которого был вырезан образец для испытаний, его состояния (сухая или влажная кость), но и существенно зависят от плотности кости, которая меняется с возрастом. Так как в рассматриваемой задаче прежде всего интересовала кинематика движения, поэтому в первом приближении было принято допущение, что кости представляются абсолютно жесткими телами, т.е. механические напряжения и деформации в костях не рассчитываются. Основные связки и мышцы моделировались с помощью конечно-элементных (КЭ) пружин, т.е. упругих фрагментов с заданными реологическими характеристиками. Направление действия связок моделировалось в соответствии со схемами связок, представленными в трудах Капанджи А. [9]. Лобково-бедренная связка моделировалась двумя пружинами (рис. 1, в: пружины 1 и 2). Круговая зона в седалищно-бедренной связке не моделировалась, т.к. прикреплена только по бедренной кости. Всего моделировалось по 6 пружинсвязок вокруг каждого сустава. Жёсткость связок в разных источниках также отличается. Так, в книге Мартин Р. и соавт. [19] приводится жёсткость связок в коленном суставе обезьян, равная 18,49 кг/мм (≈ 185000 Н/м), а в статье Кубо К. и соавт. [20] жесткость связок для мужчины среднего возраста – 26,1 Н/мм (≈ 26100 Н/м). Это наименышее значение и было взято в качестве приблизительного значения для жёсткости связок в тазобедренном суставе. Так как моделировалось 6 КЭ-пружин, то, соответственно, это значение делилось на 6. Таким образом, каждой пружине задавалась жёсткость, равная 4350 Н/м.

Направление действия мышц также моделировалось КЭ-пружинами в соответствии со схемами, представленными в книге Капанджи [9]. Полная схема мышц-сгибателей представлена на рисунке 2. В литературных источниках данных по жёсткости мышц не так много, кроме того, жёсткость каждой мышцы разная. Так, в отдельных статьях [20, 21] приводятся графики жёсткости мышц в зависимости от угловой скорости на примере исследования медиальной икроножной мышцы. Рассматривалось пассивное и активное действие мышцы. В статье Герваси [22] исследуется влияние лечения у спортсменов-велосипедистов при возникновении напряжения мышц в бедре. Приводятся данные жёсткости для напряжённых мышц в активном и расслабленном состоянии для прямой и двуглавой мышцы бедра.

Для расчёта рассматривался случай, когда жёсткость мышц наименьшая в пассивном состоянии. В этом случае для прямой мышцы жёсткость – 250 Н/м, а для двуглавой мышцы – 270 Н/м. Так как жёсткость каждой мышцы бедра разная и в литературе данные для каждой мышцы не представлены, то в расчёте в качестве допущения рассматривался приближённый обобщённый случай, когда жёсткость всех мышц бедра соизмерима с жёсткостью прямой мышцы. Соответственно, в расчёте жёсткость каждой пружины, моделирующей мышцу, задавалась 250 Н/м.

В первом приближении позвонки между собой жестко соединены. В моделях повышенной детализации учет влияния позвоночника может быть осуществлен, например, путем ввода в модель позвоночника упругих фрагментов с определенными реологическими характеристиками.



Рис. 1. Связки тазобедренного сустава: а – схематичное изображение [9]; 6 – направление действия сил в этих связках [9]; в – моделирование действия связок посредством КЭ-пружин в модели. Обозначения: 1 и 2 – лобково-бедренные связки; 1а и 1b – подвздошнобедренные связки



Рис. 2. Мышцы-сгибатели: а – схематичное изображение [9]; б – моделирование действия мышц посредством КЭ-пружин в модели. Обозначения: 1 – поясничная мышца; 2 – подвздошная мышца; 3 – портняжная мышца; 4 – прямая мышца бедра; 5 – мышца, напрягающая широкую фасцию бедра; 6 – гребенчатая мышца; 7 – длинная приводящая мышца; 8 – тонкая мышца; 9 – самые передние волокна малой и средней ягодичных мышц

Суставы моделируются с использованием моделей механического контакта тел (контакты трения-скольжения). Контактное взаимодействие бедренной кости с тазовой, а также контактное взаимодействие деталей протеза описывается с помощью контактных интерфейсов, определяющих контакт трения-скольжения. Для корректного моделирования контактного взаимодействия головки бедренной кости и вертлужной впадины потребовалось сглаживание поверхности (аппроксимация поверхности вертлужной впадины сферой диаметром ~23 мм).

Для анализа контактного взаимодействия на поверхности в области контакта бедренной кости и вертлужной впадины и в области контакта седалищных бугров и поверхности, на которую садился скелет, были заданы следующие механические характеристики для трабекулярной кости. Модуль упругости принят 389 МПа, коэффициент Пуассона 0,3, а плотность 0,5 г/см³ [19, 23].

Перед построением схемы нагружения было проведено сравнение углов РТ и SS между трёхмерной моделью и томографическими снимками пациента (рис. 3).

В трёхмерной модели дополнительно строился «стул» в виде платформы, на которую садился скелет для того, чтобы корректно моделировать контакт между тазовой костью и стулом.

Для того, чтобы максимально исключить «заданное» движение, в схеме нагружения указывался только собственный вес тела и конечное положение SS угла замыкательной пластины в положении сидя. Сила прикладывалась перпендикулярно поверхности замыкательной пластины в размере 1000 H, что соответствует весу 100 кг. В положении сидя по томографическому снимку пациента угол SS равен 7°, а в модели в начальном положении стоя угол SS равен 27°. Исходя из этого к замыкательной пластине в модели (в качестве условия нагружения) прикладывался угол поворота, равный 34°, из соображений, что в конечном положении модели сидя угол SS модели должен соответствовать углу SS томографического снимка.

В качестве граничных условий было выполнено закрепление в пространстве для нижней поверхности платформы «стула», где были запрещены перемещения по всем направлениям: $U_x = U_y = U_z = 0$. Кроме того перемещения в области коленей были запрещены в направлениях $U_x = U_y = U_z = 0$; но при этом разрешены повороты относительно оси x: $Rot_x = free$ и запрещены относительно у и z: $Rot_y = Rot_z = 0$. Схема нагружения и закрепления модели наглядно представлена на рисунке 4.



Рис. 3. Сравнение углов РТ и SS в положении стоя: а – РТ для исходной 3D-модели 9°; б – SS для исходной 3D-модели 27°; в – углы РТ = 7° и SS = 30° по томографическому снимку пациента



А: Сору of Г.к. связки + мышцы

Таблица 1

Математическая модель включала в себя систему уравнений теории упругости: уравнения равновесия, определяющие соотношения, уравнения Коши для малых деформаций. На границе контакта между вертлужной впадиной и головкой бедренной кости, а также между седалищными буграми и поверхностью «стула» создавались контактные пары из контактных и целевых конечных элементов. Контактные пары задавались с учётом трения. Коэффициент трения был принят 0,2. При этом на границе контакта в каждом узле выполнялись условия контакта: зазор; сжимающие контактные силы $R_N \leq 0$. Также выполнялось условие целостности частей модели: так, условие связанности контакта между позвоночником и тазовой костью $U_{X1} = U_{X2}$; $U_{y1} = U_{y2}$; $U_{z1} = U_{z2}$, где перемещения с индексом 1 означают перемещения на границе контакта в позвоночнике, а с индексом 2 – перемещения на границе контакта в тазовой кости. Применялся метод пошагового приращения нагрузки Ньютона-Рафсона для решения нелинейных задач с дополнительным алгоритмом линейного поиска; метод штрафных функций для решения контактной задачи.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В результате решения задачи была получена кинематика движения тазобедренного сустава при смене положения стоя на положение сидя, с учётом контактного взаимодействия поверхности стула с тазовой костью. Получены диаграммы перемещения головки бедренной кости и углы РТ и SS в положении сидя (рис. 5).



Рис. 5. Диаграмма величины перемещения (в метрах) головки бедренной кости из положения стоя в положение сидя. Углы РТ и SS в конечном положении сидя: а – угол PT = 43,9°; 6 – угол SS = 7,45°

Сравнение углов РТ и SS исходной виртуальной модели с углами, полученными на снимках реального пациента в двух положениях, приводится в таблице 1. Разница между величинами углов для снимков КТ и трёхмерной модели до и после расчёта соответствует 2-3°, что говорит о хорошей корреляции модели с реальным пациентом.

Сравнение 3D-модели и КТ-исследования реального пациента

Исследование	Параметр сагиттального баланса			
	стоя		сидя	
	РТ	SS	PT	SS
3D-модель	9°	27°	43,9°	7,45°
Снимок КТ	7°	30°	41°	7°

В соответствии с нулевой гипотезой интересовало смещение оси вращения вертлужной впадины относительно ацетабулярной оси вращения головки бедренной кости в положении сидя. Поэтому в начальный момент времени для модели в положении стоя была выполнена проекция ацетабулярной оси вращения на вертлужную впадину. Точка проекции соответствовала узлу сетки конечных элементов (рис. 6). Координаты этой точки (узла), принадлежащей поверхности вертлужной впадины, фиксировались в начальный момент времени, в момент касания тазовой кости с поверхностью стула и в конечный момент времени, когда скелет занимал конечное положение сидя.



Рис. 6. Точка проекции ацетабулярной оси вращения на поверхность вертлужной впадины: а – 3D-вид; б – вид сбоку Вследствие того, что форма седалищных бугров дугообразная, при контакте со стулом происходит «перекатывание» этих дуг по поверхности. Таким образом точки контакта седалищных бугров со стулом меняются в промежутке между начальным касанием со стулом и конечным положением скелета в положении сидя. Это наталкивает на вывод, что седалищная ось статична и принадлежит не фиксированной точке на поверхности седалищных бугров, а поверхности стула, и проходит ось через две точки начального контакта седалищных бугров со стулом. Эта ось и является новой осью вращения, относительно которой происходит вращение тазовой кости и позвоночника.

Для того, чтобы определить, где проходит седалищная ось в модели, фиксировалась точка начального контакта тазовой кости с поверхностью стула. Эти точки выбирались по наибольшей величине контактного давления на поверхности седалищного бугра в момент касания кости со стулом.

На рисунке 7 наглядно показано, что после контакта тазовой кости с поверхностью стула возникает отклонение тазовой кости кзади и формируется зазор между головкой бедренной кости и вертлужной впадиной, при том, что головка бедренной кости остаётся в том же положении.





Далее координаты точек наносились на плоскость, и замерялся угол поворота точки оси вертлужной впадины относительно седалищной оси (рис. 8).



- А координаты оси вертлужной впадины
 в момент касания тазовой кости со стулом
- В координаты оси вертлужной впадины в конечном положении сидя
- С координаты точки начального контакта седалищных бугров со стулом

Относительно координат точки С отсчитывался угол поворота оси вертлужной впадины

Рис. 8. Схема движения точки оси вертлужной впадины относительно седалищной оси

Из рисунка 8 видно, что ось вертлужной впадины повернулась на 7,1° и сместилась по дуге на 8,83 мм.

Кроме того, в результате решения контактной задачи были получены: величина зазора между поверхностями головки бедренной кости и вертлужной впадины, максимальное значение составило порядка 8 мм, а также величина скольжения головки бедренной кости по поверхности вертлужной впадины – 9,3 мм (рис. 9).

Также было изучено давление в области контакта седалищных бугров и стула, максимальное значение которого составило 81,8 МПа. Величина скольжения седалищных бугров по поверхности стула составила 6,5 мм (рис. 10).



Рис. 9. Область контакта головки бедренной кости и вертлужной впадины (цветная шкала соответствует метрам): а – диаграмма величины зазора; б – величина скольжения головки бедренной кости по поверхности вертлужной впадины

Оригинальные статьи



Рис. 10. Область контакта седалищных бугров с поверхностью стула: а – диаграмма распределения контактного давления в МПа; б – диаграмма величины скольжения в метрах

ОБСУЖДЕНИЕ

Рассматриваемая задача по моделированию поведения оси вертлужной впадины и седалищной оси при переходе из положения стоя в положение сидя является актуальной для понимания кинематики движения тазобедренного сустава с учётом взаимодействия с поверхностью стула.

В проведенном исследовании показано, что таз вращается в зависимости от положения вокруг двух осей: в положении стоя вокруг оси, проведенной через центры ротации в головках бедренных костей (ацетабулярная), и второй, в положении сидя - вокруг оси, проведенной через седалищные бугры (седалищная). Если мы принимаем положение о том, что на основании созданной биомеханической модели ось вращения, проходящая через седалищные бугры, имеет место быть, то отсюда следует, что ацетабулярная ось вращения совершает колебательные движения взад и вперед при анте- и ретроверсии, то есть она не является статичной. Описанное движение ацетабулярной впадины вокруг нового центра ротации - седалищной оси - имеет определенную амплитуду, отличающуюся у каждого конкретного человека. Плечо рычага - расстояние от нового центра ротации до прежнего - различается у мужчин и у женщин, что влияет на амплитуду описанного движения.

В качестве критики рассмотренной модели можно отметить, что мышцы и связки моделировались с помощью КЭ-пружин, конец и начало которых задавались двумя точками, в то время как мышцы и связки в реальном теле прикреплены вдоль всей поверхности костей. Поведение модели зависит от величины жёсткости введённых пружин. Введение в модель значений жёсткости каждой мышцы и каждой связки позволило бы получить более точные результаты. Однако такие данные в литературе встречаются крайне редко и не для всех компонентов связок и мышц, более того, для некоторых из них получение величин жёсткости не представляется возможным, поэтому были использованы усреднённые значения. Кроме того, введённые допущения не противоречат аналогичным допущениям в других исследованиях [24, 25].

Также к недостаткам модели можно отнести то, что не моделируются мягкие ткани, такие как мышцы и кожа в реальном объёме. Так, например, между

седалищной костью и поверхностью стула в реальной жизни существует слой мягких тканей, которые могут давать гиперупругое поведение мышц в области контакта и, соответственно, большие перемещения (скольжения) кости, на расстоянии, равном толщине мягкого слоя, относительно поверхности стула. Сюда же можно отнести и то, что кости моделировались абсолютно жёсткими телами, и лишь в области контакта задавался материал, соответствующий механическим параметрам трабекулярной кости. При этом в исследовании использовалась модель изотропного упругого тела и не учитывались неупругие деформации, хотя в реальных костях они имеются. Однако стоит подчеркнуть, что перед авторами стояла задача анализа кинематики движения скелета, а не анализа напряжённо-деформированного состояния компонентов скелета, и введённые допущения в модели были обоснованы.

Преимуществом данного исследования является учёт контактного взаимодействия тазовой кости со стулом и описание поворота тазовой кости относительно новой седалищной оси, в то время как в других исследованиях рассматривается поворот тазобедренного сустава только относительно ацетабулярной оси [4, 10, 26, 27, 28]. Так, в исследовании Daisuke Nishiyama оцениваются факторы, влияющие на наклон таза в положении сидя после фиксации позвоночника, при этом проводилась оценка параметров сагиттального баланса в положении стоя и сидя, учитывался наклон таза, осью вращения которого была ацетабулярная ось [28]. В статье Jean Yves Lazennec и соавт. изучают влияние изменения сагиттального позвоночно-тазового сдвига в различных положениях тела на частоту нестабильности тазобедренного сустава, при этом рассматриваются сложные взаимоотношения системы позвоночник-таз и бедренной кости, описывается наклон таза, переднезаднее перемещение таза в сагиттальной плоскости без описания взаимодействия таза с опорой [29]. Kanawade и соавт. в своей статье исследовали изменение пространственных характеристик (наклон, антеверсия) ацетабулярной впадины при различных положениях таза, однако, как и в исследованиях других авторов, учитывается только одна ось вращения в сагиттальной плоскости [30].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате контактного взаимодействия тазовой кости с поверхностью стула при переходе скелета из положения стоя в положение сидя возникает новая ось вращения – седалищная ось. Ось вертлужной впадины поворачивается на 7,1° относительно седалищной оси и в конечный момент времени смещается в горизонтальном направлении относительно ацетабулярной оси на 8,83 мм. Величина зазора между поверхностями головки бедренной кости и вертлужной впадины составила порядка 8 мм.

ческих особенностей изменения позвоночно-тазового комплекса позволит прогнозировать трансформацию ацетабулярного компонента эндопротеза у пациентов, перенесших операцию тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, при смене положения тела. Выявленные данные в ходе исследования наталкивают на мысль о биомеханических аспектах как о возможной причине нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава в VI группе по классификации Glenn D. Wera [31]. В дальнейшем необходимо проведение клинического исследования.

жения стоя в положение сидя. Изучение биомехани-

Разработанная модель позволяет изучить поведение позвоночно-тазового комплекса при переходе из поло-

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Источник финансирования. Авторы не получали финансирования на проведение данной работы.

Этическая экспертиза. Не требуется.

Информированное согласие. Не требуется.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

- 1. Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: Weinstein SL, editor. *The pediatric spine: principles and practice*. New York: Raven Press Ltd. 1994:479-496.
- Шнайдер Л.С., Павлов В.В., Крутько А.В., Базлов В.А., Мамуладзе Т.З., Пелеганчук А.В. Изменения позвоночно-тазового баланса после эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с врожденным вывихом бедра. *Хирургия позвоночника*. 2018;15(4):80-86. doi: 10.14531.2018.4.80-86
- 3. Buckland AJ, Steinmetz L, Zhou P, et al. Spinopelvic Compensatory Mechanisms for Reduced Hip Motion (ROM) in the Setting of Hip Osteoarthritis. *Spine Deform.* 2019;7(6):923-928. doi: 10.1016/j.jspd.2019.03.007
- Heckmann N, Trasolini NA, Stefl M, Dorr L. The effect of spinopelvic motion on implant positioning and hip stability using the functional safe zone of THR. 2020. In: Rivière C, Vendittoli PA, editors. *Personalized Hip and Knee Joint Replacement* [Internet]. Cham (CH): Springer; 2020. Chapter 12. doi: 10.1007/978-3-030-24243-5_12
- 5. Lafage V, Schwab F, Patel A, et al. Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. *Spine* (Phila Pa 1976). 2009;34(17):E599-606. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181aad219
- 6. Heckmann ND, Lieberman JR. Spinopelvic biomechanics and total hip arthroplasty: a primer for clinical practice. J Am Acad Orthop Surg. 2021;29(18):e888-e903. doi: 10.5435/JAAOS-D-20-00953
- Sharma AK, Vigdorchik JM. The hip-spine relationship in total hip arthroplasty: how to execute the plan. J Arthroplasty. 2021;36(7S):S111-S120. doi: 10.1016/j.arth.2021.01.008
- Mac-Thiong JM, Berthonnaud E, Dimar JR 2nd, et al. Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. Spine (Phila Pa 1976). 2004;29(15):1642-7. doi: 10.1097/01.brs.0000132312.78469.7b
- 9. Капанджи А.И. Нижняя конечность. Функциональная анатомия; предисл. Тьерри Жюдэ; [пер. с фр. Г. М. Абелевой и др.]. Москва: Эксмо, 2020. 352 с.
- 10. Nishihara S, Sugano N, Nishii T, et al. Measurements of pelvic flexion angle using three-dimensional computed tomography. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;(411):140-51. doi: 10.1097/01.blo.0000069891.31220.fd
- 11. Кизилова Н. Н. Метод конечных элементов в современной биомеханике. Современные проблемы естественных наук. 2014;1(2):18-34.
- 12. Zhang Z, Li Y, Liao Z, Liu W. Research Progress and prospect of applications of finite element method in lumbar spine biomechanics. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*. 2016;33(6):1196-1202. (In Chinese)
- 13. MacLeod AR, Pankaj P, Simpson AH. Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses? J Biomech. 2012;45(9):1712-1716. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.008
- 14. Chegini S, Beck M, Ferguson SJ. The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis. J Orthop Res. 2009;27(2):195-201. doi: 10.1002/jor.20747
- 15. Karunratanakul K, Kerckhofs G, Lammens J, et al. Validation of a finite element model of a unilateral external fixator in a rabbit tibia defect model. *Med Eng Phys.* 2013;35(7):1037-1043. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.10.006
- Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg. 1999;57(6):700-706; discussion 706-8. doi: 10.1016/s0278-2391(99)90437-8
- 17. Nobakhti S, Shefelbine SJ. On the Relation of Bone Mineral Density and the Elastic Modulus in Healthy and Pathologic Bone. *Curr Osteoporos Rep.* 2018;16(4):404-410. doi: 10.1007/s11914-018-0449-5
- 18. Wall A, Board T. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. Classic papers in orthopaedics. London: Springer. 2014:457-460.
- 19. Martin R.B., Burr D.B., Sharkey N.A., Fyhrie D.P. Mechanical Properties of Bone. In: Martin R.B., Burr D.B., Sharkey N.A. (Eds.). *Skeletal Tissue Mechanics*. New York: Springer. 2015:355-422.
- 20. Kubo K, Ikebukuro T, Yata H. Mechanical properties of muscles and tendon structures in middle-aged and young men. *Sci Rep.* 2022;12(1):1702. doi: 10.1038/s41598-022-05795-7
- 21. Kubo K, Miyazaki D, Yata H, Tsunoda N. Mechanical properties of muscle and tendon at high strain rate in sprinters. *Physiol Rep.* 2020;8(19):e14583. doi: 10.14814/phy2.14583
- 22. Gervasi M, Sisti D, Benelli P, et al. The effect of topical thiocolchicoside in preventing and reducing the increase of muscle tone, stiffness, and soreness: A real-life study on top-level road cyclists during stage competition. *Medicine* (Baltimore). 2017;96(30):e7659. doi: 10.1097/MD.000000000007659
- 23. Cowin S.C. Bone Mechanics Handbook. Chapter 6. CRC Press. 2001:184-207. doi: 10.1201/b14263
- 24. Miura T, Miyakoshi N, Saito K, et al. Association between global sagittal malalignment and increasing hip joint contact force, analyzed by a novel musculoskeletal modeling system. *PLoS One*. 2021;16(10):e0259049. doi: 10.1371/journal.pone.0259049
- 25. Li J. Development and validation of a finite-element musculoskeletal model incorporating a deformable contact model of the hip joint during gait. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;113:104136. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104136
- 26. Galbusera F, Innocenti B. Biomechanics of the hip joint. Chapter 12. In: Human Orthopaedic Biomechanics. Academic Press; 2022:221-237. doi: 10.1016/B978-0-12-824481-4.00013-5

- 27. Tomasi M, Artoni A, Mattei L, Di Puccio F. On the estimation of hip joint loads through musculoskeletal modeling. *Biomech Model Mechanobiol*. 2023;22(2):379-400. doi: 10.1007/s10237-022-01668-0
- Nishiyama D, Iwasaki H, Kozaki T, et al. Prediction of Pelvic Inclination in the Sitting Position after Corrective Surgery for Adult Spinal Deformity. Spine Surg Relat Res. 2020;4(3):242-246. doi: 10.22603/ssrr.2019-0119
- 29. Lazennec JY, Kim Y, Folinais D, Pour AE. Sagittal Spinopelvic Translation Is Combined With Pelvic Tilt During the Standing to Sitting Position: Pelvic Incidence Is a Key Factor in Patients Who Underwent THA. *Arthroplast Today*. 20203;6(4):672-681. doi: 10.1016/j.artd.2020.07.002
- 30. Kanawade V, Dorr LD, Wan Z. Predictability of Acetabular Component Angular Change with Postural Shift from Standing to Sitting Position. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96(12):978-986. doi: 10.2106/JBJS.M.00765
- 31. Wera GD, Ting NT, Moric M, et al. Classification and management of the unstable total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2012;27(5):710-5. doi: 10.1016/j.arth.2011.09.010

Статья поступила в редакцию 03.03.2023; одобрена после рецензирования 03.05.2023; принята к публикации 20.06.2023.

The article was submitted 03.03.2023; approved after reviewing 03.05.2023; accepted for publication 20.06.2023.

Информация об авторах:

- 1. Алексей Владимирович Пелеганчук кандидат медицинских наук, научный сотрудник, заведующий отделением, apeleganchuk@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-4588-428X;
- 2. Эминжон Неъматович Тургунов аспирант, travma83@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-9381-7460;
- 3. Евгений Андреевич Мушкачев младший научный сотрудник, mushkachevi@gmail.com, https://orcid.org/0000-0003-0346-3898;
- 4. Наталья Виталиевна Федорова кандидат технических наук, научный сотрудник, veter-nata@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-6850-995X;
- 5. Максим Николаевич Данилов младший научный сотрудник, danilov@sibstrin.ru, https://orcid.org/0000-0001-9328-1494;
- 6. Андрей Александрович Корыткин кандидат медицинских наук, директор, andrey.korytkin@gmail.com, https://orcid.org/0000-0001-9231-5891;
- 7. Виталий Викторович Павлов доктор медицинских наук, руководитель отделения, pavlovdoc@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-8997-7330.

Information about the authors:

- Aleksey V. Peleganchuk Candidate of Medical Sciences, Researcher, Head of Department, apeleganchuk@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-4588-428X;
- 2. Eminjon N. Turgunov Postgraduate Student, travma83@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-9381-7460;
- 3. Evgeny A. Mushkachev Junior Researcher, mushkachevi@gmail.com, https://orcid.org/0000-0003-0346-3898;
- 4. Natalya V. Fedorova Candidate of Technical Sciences, Researcher, veter-nata@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-6850-995X;
- 5. Maxim N. Danilov Junior Researcher, danilov@sibstrin.ru, https://orcid.org/0000-0001-9328-1494;
- 6. Andrey A. Korytkin Candidate of Medical Sciences, Director, andrey.korytkin@gmail.com, https://orcid.org/0000-0001-9231-5891;
- 7. Vitaly V. Pavlov Doctor of Medical Sciences, Head of Department, pavlovdoc@mail.ru, https://orcid.org/0000-0002-8997-7330.

Вклад авторов:

Пелеганчук Алексей Владимирович – обзор данных литературы, сбор и систематизация материала, формулировка выводов, правка рукописи. Тургунов Эминжон Неъматович – обзор данных литературы, сбор материала.

Мушкачев Евгений Андреевич – обзор данных литературы, интерпретация результатов исследования, формулировка выводов, оформление рукописи.

Федорова Наталья Виталиевна – обзор данных литературы, проведение математического и компьютерного расчетов, анализ полученных данных, оформление рукописи, формулировка выводов, работа с графическим материалом.

Данилов Максим Николаевич - проведение математической обработки данных, обоснование концепции исследования, анализ полученных данных.

Корыткин Андрей Александрович - общее руководство, утверждение окончательного варианта статьи.

Павлов Виталий Викторович – разработка дизайна и обоснование концепции исследования, интерпретация результатов исследования, редактирование и переработка рукописи.