

Научная статья

УДК 531.1/3:612.763:616.728.2-77-073.75

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2024-30-3-362-371>



Альтернативный способ измерения параметров сагиттального баланса у пациентов в положении сидя и стоя

В.В. Павлов, Е.А. Мушкачев✉, Э.Н. Тургунов, В.Л. Лукинов, А.В. Пелеганчук

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

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

Аннотация

Введение. Понимание биомеханики движений в позвоночно-тазовом сегменте играет важную роль в успешном лечении пациентов с hip-spine синдромом. Анализ биомеханических процессов, происходящих в биокинематической цепи позвоночник–таз–бедро, возникающих при переходе из положения стоя в положение сидя, позволяет сделать вывод, что ацетабулярная ось вращения таза в пространстве не является единственной. Классические способы измерения показателей PI, PT, overhang S1 применимы для положения пациентов стоя и используют в качестве отправной точки тазобедренный сустав, так как он является точкой вращения таза в пространстве в стоячем положении. Ранее мы посредством математического моделирования описали пространственные изменения таза при данной смене положения тела и показали наличие второй точки вращения таза в пространстве, появляющейся в положении сидя. Мы предположили, что в положении сидя при расчете показателей позвоночно-тазовых взаимоотношений необходимо использовать другие методы их определения.

Цель работы — оценить параметры сагиттального баланса предложенным альтернативным способом у пациентов в положении стоя и сидя.

Материалы и методы. Проанализирована медицинская документация и результаты рентгенологического обследования 20 пациентов с односторонним идиопатическим коксартрозом, которым выполнена операция тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. Рассчитаны рентгенологические параметры: PI, PT, Overhang S1 в положении стоя и сидя, антеклон ацетабулярного компонента эндопротеза, предложены и рассчитаны параметры PI седалищный, PT седалищный, отклонение седалищных бугров в положении стоя и сидя.

Результаты. В исследовании показано отсутствие статистической разницы значений углов PI стандартный для положения стоя и PI седалищный для положения сидя, что соответствует объективным данным и является общепринятым. Также приведены примеры изменения рентгенологических параметров наклона крестца и отклонения седалищных бугров, отражающих вращение таза в пространстве через вторую, седалищную, ось, что является подтверждением наличия двух осей вращения таза в зависимости от положения тела.

Обсуждение. Проведенные расчёты продемонстрировали возможности использования альтернативных показателей позвоночно-тазовых взаимоотношений (PT седалищный, расстояние нависания крестца (overhang S1), отклонение седалищных бугров), позволяющие оценить пространственную трансформацию таза и возможность прогнозирования пространственного положения ацетабулярной впадины, что является важным фактором, влияющим на успех лечения пациентов с сочетанной патологией тазобедренного сустава и позвоночника.

Заключение. Полученные нами данные дополняют версию о двухосевой концепции вращения таза. Предложен альтернативный способ измерения параметров сагиттального баланса в положении сидя. Для оценки практической значимости данного метода требуются дальнейшие исследования.

Ключевые слова: позвоночник, суставы нижних конечностей, позвоночно-тазовые взаимоотношения, ориентация, параметры

Для цитирования: Павлов В.В., Мушкачев Е.А., Тургунов Э.Н., Лукинов В.Л., Пелеганчук А.В. Альтернативный способ измерения параметров сагиттального баланса у пациентов в положении сидя и стоя. *Гений ортопедии*. 2024;30(3):362-371. doi: 10.18019/1028-4427-2024-30-3-362-371. EDN: FXVSID.

Original article

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2024-30-3-362-371>



An alternative method for measuring patient's sagittal balance parameters in sitting and standing positions

V.V. Pavlov, E.A. Mushkachev✉, E.N. Turgunov, V.L. Lukinov, A.V. Peleganchuk

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

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

Abstract

Introduction The understanding of the biomechanics of movements in the spinopelvic segment plays an important role in the successful treatment of patients with hip-spine syndrome. Analysis of the biomechanical processes occurring in the biokinematic chain of the spine–pelvis–hip during the transition from standing position to sitting position allows us to conclude that the acetabular axis of rotation of the pelvis in space is not the only one. Classical methods for measuring PI, PT, overhang S1 are applicable for patients in a standing position and use the hip joint as a starting point, since it is the point of rotation of the pelvis in space in a standing position. Previously, using mathematical modeling, we described spatial changes in the pelvis during a given change in the body position and showed the presence of a second point of pelvis rotation in space, which appears in a sitting position. We assumed that in a sitting position, it is necessary to use other methods for calculating indicators of spinopelvic relationships for their determination.

Purpose of the study was to evaluate the parameters of patients' sagittal balance using the proposed alternative method in standing and sitting positions.

Materials and methods Medical documentation and the results of X-ray examination of 20 patients with unilateral idiopathic coxarthrosis who underwent total hip replacement surgery were analyzed. The radiographic parameters were calculated: PI, PT, overhang S1 in standing and sitting positions, anterior inclination of the acetabular component; parameters PI ischial, PT ischial, deviation of the ischial tuberosities in standing and sitting positions were proposed and calculated.

Results The study shows that there is no statistical difference in the values of the angles PI standard for a standing position and PI ischial for a sitting position. It corresponds to objective data and is generally accepted. Examples of changes in radiographic parameters of the sacral slope and the deviation of the ischial tuberosities were shown reflecting the rotation of the pelvis in space through the second, ischial axis, that confirm the biaxial concept of pelvic rotation.

Discussion The calculations demonstrated the possibility of using alternative indicators of spinopelvic relationships (PT, distance of overhang of the sacrum (overhang S1), deviation of the ischial tuberosities). They enabled assessment of the spatial transformation of the pelvis and the ability to predict the spatial position of the acetabulum, which is an important factor for successful treatment of patients with combined pathology of the hip joint and spine.

Conclusion Our findings complement the biaxial concept of pelvic rotation. An alternative method for measuring sagittal balance parameters in a sitting position has been proposed. Further research is required to assess the practical significance of this method.

Keywords: spine, hip joint, lower extremity, spinopelvic relationship, orientation, parameters

For citation: Pavlov VV, Mushkachev EA, Turgunov EN, Lukinov VL, Peleganchuk AV. An alternative method for measuring sagittal balance parameters in patient's sitting and standing positions. *Genij Ortopedii*. 2024;30(3):362-371. doi: 10.18019/1028-4427-2024-30-3-362-371

ВВЕДЕНИЕ

Дислокация головки протеза тазобедренного сустава (ТБС) или нестабильность протеза ТБС возникают примерно у 3 % пациентов после операции. Данное осложнение является наиболее частым ранним осложнением тотального протезирования ТБС и самой частой причиной выполнения ревизионных вмешательств при тотальном его протезировании. Выявленными факторами риска являются повторные вмешательства, малый опыт хирурга, женский пол, возраст старше 70 лет, наличие предшествующих переломов или артритов, ожирение, характер поражения сустава и сложность выполненного эндопротезирования, соотношение размеров вертлужного компонента и головки, метод ушивания операционной раны [1].

Описанные за последние годы в многочисленных публикациях позвоночно-тазовые взаимоотношения указывают на огромную заинтересованность ортопедов в понимании кинематики таза для профилактики осложнений после эндопротезирования ТБС, так как нестабильность эндопротеза все чаще связывают различными отклонениями в позвоночно-тазовом балансе [2–16]. В статье J. Legaye et al. описаны основные параметры позвоночно-тазового баланса и методы их измерения [17]. Классическое измерение таких позвоночно-тазовых параметров, как SS, PT, PI и overhang S1, выполняют на боковой рентгенограмме таза относительно верхней замыкательной пластинки крестца и головок бедренных костей.

Таким образом, J. Legaye et al. сформировано представление о вращении таза только относительно головок бедренных костей со статичными центрами вращения, которое является парадигмой для ортопедов. Последующие исследователи рассматривали позвоночно-тазовые отношения исключительно исходя из положения стоя, да и при планировании операций на позвоночнике исходили только из формирования изгибов позвоночника для положения тела стоя, без учета неизбежных их изменений в положении сидя, что, конечно, не соответствует реальным позам в повседневной жизни.

В ранее опубликованной статье мы посредством математического моделирования описали пространственные изменения таза при смене положения тела из позиции стоя в позицию сидя, с формированием второй точки вращения таза в пространстве — седалищных бугров [18]. Исходя из этого, мы сделали предположение, что в положении сидя расчеты параметров позвоночно-тазового баланса должны производиться иным методом.

Цель работы — оценить параметры сагиттального баланса предложенным альтернативным способом у пациентов в положении стоя и сидя.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследование включены 20 пациентов: 8 мужчин (средний возраст — 57 лет) и 12 женщин (средний возраст — 62 года) с состоянием физического статуса ASA II (согласно классификации американской ассоциации анестезиологов), перенесших операцию тотального эндопротезирования ТБС по поводу одностороннего идиопатического коксартроза, со здоровым контралатеральным суставом, у которых через 4–6 месяцев после операции наблюдали достаточно полно восстановленную функцию ТБС (по шкале Харрис 70–75), без клинических проявлений hip-spine синдрома. Критерии невключения: наличие двустороннего коксартроза, ограничение объема движений в контралатеральном суставе, существенная разница в длине нижних конечностей (более 2 см), вывихи и подвывихи в ТБС, установка ацетабулярного компонента эндопротеза вне «безопасной зоны» Lewinnek, мальпозиция чашечного или бедренного компонента эндопротеза, вывих, травматический вывих бедренного компонента эндопротеза, возникший под воздействием значительной силы (травма, падение с высоты и т.д.), наличие в анамнезе перипротезной инфекции, ожирение III степени и более, наличие сопутствующей патологии поясничного отдела позвоночника с клиническими проявлениями.

Пациентам выполнены рентгенограммы таза в положении стоя и сидя, в прямой и боковой проекции.

Исследуемые параметры:

- 1) PI седалищный (рис. 1) — угол между линией, проведенной перпендикулярно середине верхней замыкательной пластинки S1 позвонка, и линией, соединяющей середину верхней замыкательной пластинки S1 позвонка с самой нижней точкой бугра седалищной (или серединой bi-ischium) кости;
- 2) PT седалищный (рис. 2) — угол между линией, соединяющей середину верхней замыкательной пластинки S1 позвонка с самой нижней точкой бугра седалищной кости, и вертикальной линией, проведенной через самую нижнюю точку бугра седалищной кости;
- 3) отклонение S1 относительно седалищных бугров (рис. 3) — расстояние между серединой верхней замыкательной пластинки S1 позвонка и вертикальной линией, проведенной через самую нижнюю точку бугра седалищной кости. Классический параметр «The overhang of S1» отражает нависание S1 позвонка, а в конечном итоге, таза над опорой. В положении стоя опора идет на головки бедренных костей, в положении сидя — на седалищные бугры;
- 4) классический PI (рис. 4) — угол между линией, проведенной перпендикулярно середине замыкательной пластинки S1, и линией, соединяющей середину замыкательной пластинки S1 с центром головки бедренной кости;
- 5) PT — угол между вертикалью и линией, соединяющей середину верхней замыкательной пластинки S1 с центром головок бедер.

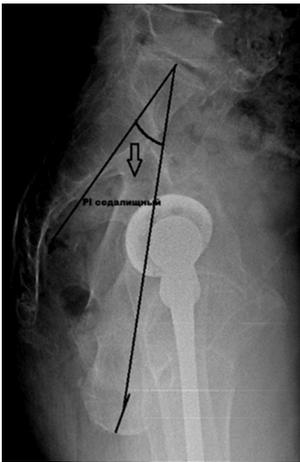


Рис. 1. PI сидящий

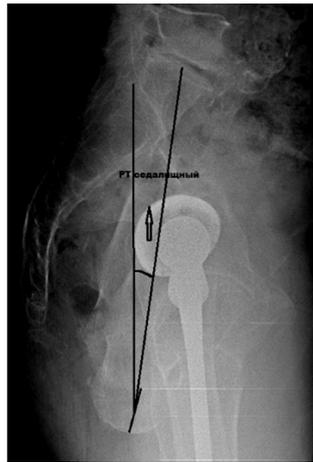


Рис. 2. PT сидящий

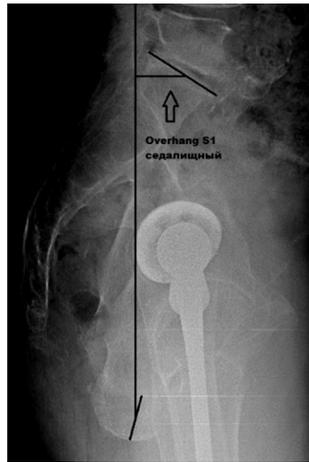


Рис. 3. Отклонение сидящих бугров



Рис. 4. Угол PI

Эмпирические распределения данных испытывали на согласие с законом нормального распределения критерием Шапиро – Уилка. Ввиду ненормальности данных для сравнения показателей использовали непараметрические критерии. Мы сравнили полученные данные при альтернативном измерении параметров PI, PT и overhang S1 и латерального наклона ацетабулярной впадины с результатами, полученными при стандартном измерении парным критерием Вилкоксона. Дескриптивные характеристики представлены в виде медианы [первый квартиль; третий квартиль] (МЕД [Q1; Q3]), среднего \pm стандартного отклонения (СРЕД \pm СО), минимального и максимального значения (МИН–МАКС). Для оценки различия между сравниваемыми показателями рассчитывали псевдомедиану парных разностей (ПМЕД) с 95 % доверительным интервалом (95 % ДИ) и стандартизованную разницу средних (СРС) с 95 % ДИ. Различие считали статистически значимым, если $p < 0,05$. Все статистические расчёты проводили в IDE RStudio (версия 2023.09.0 Build 463 — © 2009–2023 Posit Software, PBC) на языке R (версии 4.1.3 (2022-03-10)).

РЕЗУЛЬТАТЫ

При сравнении результатов значений углов PI стандартного и сидящего достоверных различий в зависимости от перемены положения тела не отмечено, что соответствует концепции инцидентности (табл. 1, рис. 5 и рис. 6).

Таблица 1

Таблица значений тазовой инцидентности (PI, PT) стандартной и сидящей, нависания крестца (Overhang S1) и латерального наклона ацетабулярного компонента в положении стоя и сидя

Показатель, $n = 20$	МЕД [Q1; Q3], СРЕД \pm СО; МИН–МАКС		Сравнение стоя vs. сидя	
	Стоя	Сидя	Оценка различия ПМЕД [95 % ДИ] СРС [95 % ДИ]	Критерий Вилкоксона, p
PI станд.	52,5 [49,75; 56,25], 54,4 \pm 10,41; 40–78	52,5 [50; 56,25], 54,5 \pm 10,4; 39–78	0 [0; 0,5], 0,01 [–0,61; 0,63]	0,813
PI седал.	35 [31; 40,25], 36,75 \pm 8,25; 25–55	34 [31,5; 39,25], 36,15 \pm 8,37; 22–53	0,5 [0,5; 2], 0,07 [–0,55; 0,69]	0,173
Сравнение станд. vs. седал.	ПМЕД [95 % ДИ], СРС [95 % ДИ]	17,5 [17; 17,5], 1,88 [1,13; 2,63]	18 [17,5; 18,5], 1,94 [1,18; 2,7]	–
	Критерий Вилкоксона, p	< 0,001*	< 0,001*	
PT станд.	11,5 [6; 18,25], 12,6 \pm 8,18; 1–27	40,5 [35; 44,5], 38,6 \pm 10,51; 12–56	26 [25,5; 27,5], 2,76 [1,88; 3,64]	< 0,001*
PT седал.	–5,5 [–12; 3,25], –3,95 \pm 8,4; –16–9	20,5 [15,75; 23,5], 19,55 \pm 8,03; 1–32	23,5 [22,5; 24], 2,86 [1,97; 3,75]	< 0,001*
Сравнение станд. vs. седал.	ПМЕД [95 % ДИ], СРС [95 % ДИ]	17 [16,5; 17], 2,13 [1,58; 2,67]	20 [19,5; 20], 2,16 [1,61; 2,71]	–
	Критерий Вилкоксона, p	< 0,001*	< 0,001*	
Overhang S1, мм	24,5 [9,75; 36,75], 26,25 \pm 17,33; 3–57	75,5 [70,25; 81,25], 73,85 \pm 14,68; 32–100	46,5 [36,5; 57,5], 2,96 [2,05; 3,87]	< 0,001*
Латеральный наклон ацетабулярной впадины, °	39,5 [30; 48,5], 39,5 \pm 11,36; 18–59	61 [51,75; 68], 60,2 \pm 12,15; 38–83	20,5 [16; 25], 1,76 [1,02; 2,5]	< 0,001*

Примечание: символом * обозначены статистически значимо отличающиеся значения, т.е. $p < 0,05$.

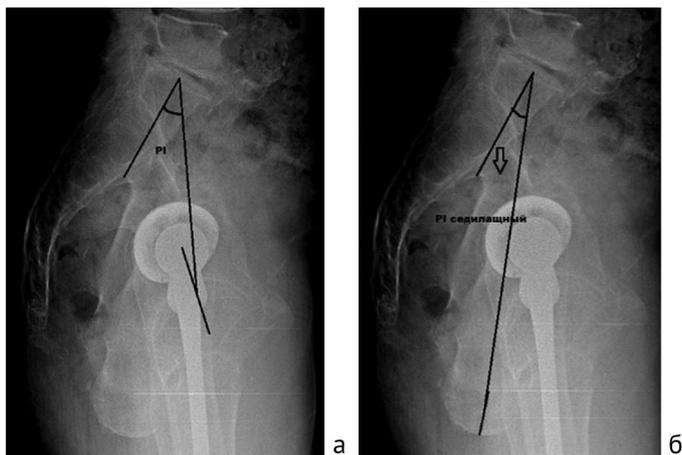


Рис. 5. Боковая рентгенограмма таза в положении стоя: а — нахождение угла PI в положении стоя; б — нахождение угла PI седалищный в положении стоя

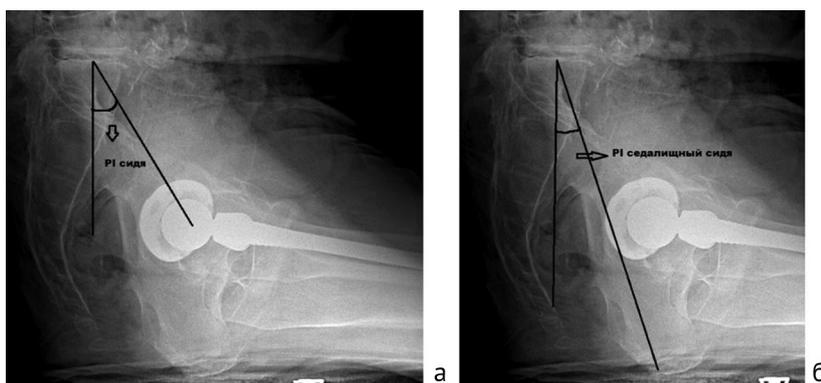


Рис. 6. Боковая рентгенограмма таза в положении сидя: а — нахождение угла PI в положении сидя; б — нахождение угла PI седалищный в положении сидя

При сопоставлении значений углов наклона таза при стандартном их измерении (РТ стандартный) эти изменения согласуются с общепринятой концепцией. При смене положения тела угол наклона таза в положении стоя составляет в среднем $11,5^\circ$, а в положении сидя достигает $20,5^\circ$ с разницей углов 9° ($p < 0,001$), что, по сути, не противоречит концепции вращения таза вокруг оси, проведенной через центры вращения головок бедренных костей. Но, если мы рассмотрим различия углов наклона таза (РТ седалищный) относительно седалищных бугров, как опоры и соответствующей оси вращения, то в положении стоя наклон таза составит $-5,5^\circ$, и в положении сидя, соответственно, $+20,5^\circ$ с разницей углов до 25° , значения углов стоя и сидя отличаются в 2,5 раза (табл. 1, рис. 7). Это объясняется подлинным отклонением таза при опоре на седалищные бугры, так как в конечной фазе принятия позы сидя опоры на головки бедренных костей нет, и, соответственно, относительно них таз по законам физики вращаться не может. При этом головки бедренных костей и вертлужные впадины смещаются кзади с одновременным разобшением, что продемонстрировано на математической модели [18].

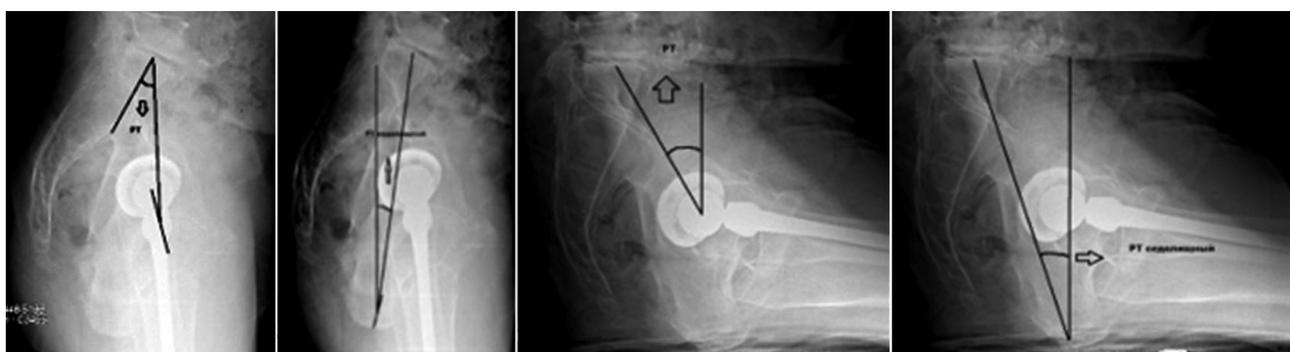


Рис. 7. Боковая рентгенограмма таза с расчётом РТ стандартного и РТ седалищного в положении стоя и сидя

Последнее утверждение подтверждают полученные результаты измерения overhang S1 (нависания крестца) (табл. 1, рис. 8). Обращаем внимание на то, что, согласно матрице инцидентности, расстояние (граф) между вершинами (середины S и центр ротации G) относительно таза постоянно, а изменения, возникающие при смене положения тела относительно вертикали опущенной из точки S, возможны только при вращении таза. Так, в положении стоя средние значения нависания составляют $26,25 \pm 17,33$ мм при медиане 24,5 мм, разброс значений в группе от 9,75 до 36,75 мм отражает жесткость или избыточную

подвижность позвоночно-тазовых взаимоотношений, а при положении сидя, в результате ретроверсии, нависание крестца над центром ротации (вертлужной впадиной) уменьшается, крестец отклоняется назад с увеличением расстояния от центра ротации в среднем на 75,5 мм ($p < 0,001$).

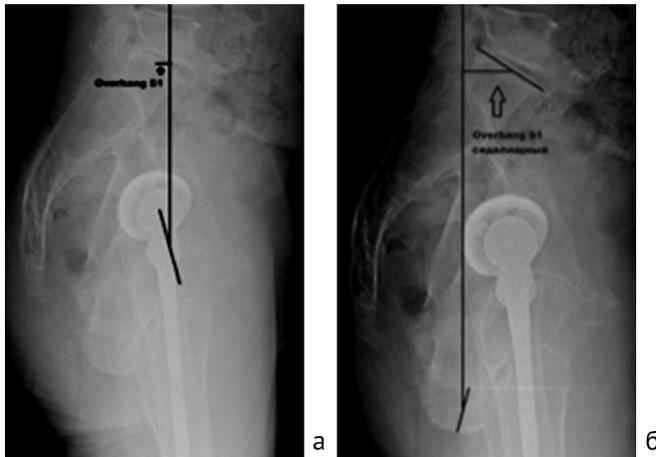


Рис. 8. Боковая рентгенограмма таза в положении стоя: а — нахождение величины «Overhang of S1 — Нависание крестца» в положении стоя; б — нахождение величин «Отклонение седалищных бугров» в положении стоя

Наши суждения об отклонении крестца основаны на определении расстояния между двумя ориентирами — вертикальной линией, опущенной от середины замыкательной пластинки, и центром ротации, который является статичным, что является общепринятым мнением. Но, если мы добавим третий ориентир, приняв его за ноль, мы сможем оценить пространственную трансформацию предыдущих ориентиров относительно последнего. Для этого мы и ввели третий ориентир, предложив понятие «Отклонение седалищных бугров» по аналогии с нависанием крестца (overhang S1). При измерении «Отклонения седалищных бугров» расстояния O и V в положении стоя составляли 49,5 мм, 23,5 мм соответственно. Но в положении сидя расстояния O₁ (15 мм) и V₁ (61) изменяются обратно пропорционально, с уменьшением расстояния O и увеличением расстояния V (табл. 2, рис. 9).

Таблица 2

Значения величин «Отклонение седалищных бугров относительно середины замыкательной пластинки S₁ (V) и центров ротации головок бедренных костей (O) в положении стоя и сидя»

Отклонение седалищных бугров, n = 20	МЕД [Q1; Q3], СРЕД ± СО; МИН-МАКС		Сравнение стоя vs. сидя	
	Стоя	Сидя	Оценка различия ПМЕД [95 % ДИ] СРС [95 % ДИ]	Критерий Вилкоксона, p
Относительно центров ротации головок бедренных костей (O)	49,5 [44,75; 54,25], 48,4 ± 8,88; 27-61	15 [7,75; 21], 14,55 ± 8,13; 1-29	35,5 [28,5;40,5] 3,98 [2,89;5,07]	< 0,001*
Относительно середины замыкательной пластинки S ₁ (V)	23,5 [15; 36], 25,25 ± 18,64; -23-55	-61 [-70,75; -49,25], -56,7 ± 25,87; -92-24	86,5 [72;99] 3,63 [2,61; 4,66]	< 0,001*
Сравнение O vs V	ПМЕД [95 % ДИ] СРС [95 % ДИ]	23,5 [15,5;29,5] 1,59 [0,87; 2,3]	74,89 [68,5; 80,5] 3,72 [2,68; 4,76]	-
	Критерий Вилкоксона, p	< 0,001*	< 0,001*	

Примечание: символом * обозначены статистически значимо отличающиеся значения, т.е. $p < 0,05$.



Рис. 9. Боковые рентгенограммы таза с расчётом отклонения седалищных бугров в положении стоя и сидя

Изменения значений расстояния $V-V_1$ коррелируют с изменениями значений $overhang S1$, что отражает отклонение таза назад (ретроверсию таза) и соответствует общепризнанному отклонению, однако уменьшение расстояния $O-O_1$ отражает линейное смещение вертлужной впадины назад относительно седалищных бугров во время опоры на них со смещением в среднем до 50 мм, при этом линейное смещение S_1 составляет 84 мм. Такое различие объясняется разницей радиусов, если точкой вращения таза при завершении принятия положения сидя являются седалищные бугры.

Показав рентгенологические признаки кинематики таза относительно двух осей вращения, в подтверждение правильности математической модели вращения таза, описанной нами ранее, мы предположили, что, если в матрицу инцидентности (таз) встроить второе тело, то пространственная трансформация второго тела будет соответствовать кинематике таза.

Мы пришли к пониманию следующего положения: если в устойчивую жесткую матрицу инцидентности (таз) установить второе тело (ацетабулярный компонент) с жесткой его фиксацией, то пространственная трансформация ацетабулярного компонента будет соответствовать кинематике таза, совершая повороты, аналогичные повороту таза. В таком случае пространственная трансформация ацетабулярного компонента может быть оценена определением угла антеклона впадины (латерального угла наклона ацетабулярной впадины) по боковым рентгенограммам в положениях стоя и сидя.

Сравнительный анализ латерального наклона ацетабулярного компонента в положении стоя и сидя показал достоверные различия величин угла латерального наклона (табл. 1).

ОБСУЖДЕНИЕ

Опора структурами подвздошных костей на головки бедренной кости формирует точки вращения таза, центры ротации, с формированием оси вращения последнего, характерного для положения стоя. Для суждения о вращении таза J. Legaye et al. ввели параметры «The sacral slope (SS)» и «The Pelvic tilt (PT)». Особенностью этих параметров является то, что их измеряют применительно к горизонтальной SS и вертикальной PT линиям, являющимся условными нулями [17]. При этом линии, формирующие вышеперечисленные параметры, взаимосвязаны между собой. Их взаимосвязь описывается теорией графов и инцидентности, как фундаментальный признак жестких систем, в частности таза, имеющей постоянные жестко взаимосвязанные ориентиры, обладающие стабильными связями (расстояние, углы и направление), что в дискретной математике называют матрицей инцидентности [19]. Инцидентность вершин соответствует середине замыкательной пластинки и центрам головок бедренных костей, а ребра графа — это линия, их соединяющая, а также вертикальная и горизонтальная линии, создающие смежность вершин графа для формирования параметров SS, PT, PI. Таким образом, тазовая инцидентность PI позволяет в связанной, жесткой системе установить иные инцидентные вершины (анатомические ориентиры) и графы связи (горизонтальные и вертикальные линии, проведенные из выбранных анатомических ориентиров), которой мы и воспользовались в нашей работе.

На основании работ А.И. Капанджи мы знаем о наличии двух основных трабекулярных систем, которые передают нагрузки с позвоночника от крестцово-подвздошного сочленения на вертлужные впадины и седалищные кости, принимая на себя вес тела в положении сидя [20]. Подтверждение существующим нагрузкам на головки бедренных костей мы находим в статье R. Philippot et al., в которой авторы описывают позиционирование вертлужной впадины над головкой бедренной кости, при этом разогнутое бедро в положении стоя позволяет шунтировать нагрузку массы верхней части туловища на таз [21]. Седалищные бугры в положении сидя принимают на себя вес тела и становятся точками опоры по аналогии с опорой структур подвздошных костей на головки бедренных костей в положении стоя. В этом случае формируется вторая ось вращения таза, характерная для положения сидя. В своей предыдущей статье мы посредством математического моделирования описали пространственные изменения таза при смене положения тела [18]. Для практических целей мы решили оценить изменения положения таза по данным боковых рентгенограмм с возможностью доказательства вращения таза вокруг двух осей в зависимости от его позы — стоя и сидя. Для этого мы воспользовались новыми способами определения позвоночно-тазовых параметров.

Метод, который мы применили, схож с описанным J. Legaye et al., при этом использованы принципы матрицы инцидентности [17, 18]. Но в нашем исследовании помимо рентгенограмм таза в боковой проекции в положении стоя дополнительно проведена рентгенография таза в боковой проекции в положении сидя, с расчётом новых параметров — PI седалищный, PT седалищный, отклонение седалищных бугров. Поскольку мы предположили о вращении таза при формировании опоры на седалищные бугры в позе сидя, мы обозначали седалищные бугры соответствующей точкой, соединили с серединой замыкательной пластинки сегмента S1 крестца и провели вертикальную линию, получив углы PI седалищный и PT седалищный таза, присущих для положения сидя, аналогичные PI стандартный и PT стандартный таза, характерные для положения стоя, при опоре таза на головки бедренных костей. Далее, применяя параметр «The overhang of S1», в противоположность ему ввели понятие и параметр

«отклонение седалищных бугров», соотнося уже обозначенные точкой седалищные бугры с точкой, обозначающей центры ротации головок бедренных костей, с помощью вертикальных линий, проведенных через ранее обозначенные ориентиры точками. Предполагается, что эти углы и линейные значения относительно вертикального нуля будут характеризовать поворот таза относительно седалищных бугров при принятии положения сидя, при переходе с одной оси вращения таза на другую. Мы также предположили, что в основе вращения таза относительно седалищной оси лежит физический принцип вращения колеса с формированием в каждой точке касания твердой поверхности мгновенного центра вращения с линейным смещением вышележащей оси вращения. Согласно нашей гипотезе, вертлужная ось (межголовчатая ось, проведенная условно линия через центры ротаций вертлужных впадин) вращения таза не статична, а смещается в пространстве на линейную величину в направлении ротации таза.

В настоящее время существуют исследования, ставящие под сомнение безупречность концепции безопасной зоны Lewinnek при постановке ацетабулярного компонента эндопротеза [23]. Многие исследователи при поиске причин нестабильности эндопротеза и поиске оптимальной ориентации чашки эндопротеза все чаще обращают свое внимание на позвоночно-тазовые взаимоотношения. Так, В.М. McKnight et al. в своей работе указали на важность связи импиджмент-синдрома, вывихов эндопротеза и степени подвижности позвоночно-тазового комплекса [7]. Влияние позвоночно-тазовой подвижности на особенности имплантации ацетабулярного компонента эндопротеза описали А.К. Sharma et al. [24]. D. Phan et al. классифицировали пациентов по гибкости позвоночно-тазового сегмента и по тому, сбалансирована ли деформация позвоночника, в попытке определить положение вертлужного компонента и последовательность лечения у пациента как с патологией позвоночника, так и с патологией ТБС [11]. С. Rivière et al. представили позвоночно-тазовые взаимоотношения на основе PI пациента и подвижности позвоночника и таза и описывали «пользователей бедра» и «пользователей позвоночника» с присущими им особенностями PI, PT и функциональными двигательными паттернами движения [25]. Также в другой своей работе они предложили способ определения оптимальной имплантации чашки эндопротеза для создания функциональной безопасной зоны в зависимости от типа позвоночно-тазовых взаимоотношений [26]. J.M. Vigdorich et al. провели крупное исследование, показывающее важность использования индивидуального подхода к эндопротезированию при патологии позвоночника, используя классификацию Hip-spine при предоперационном планировании [27]. S. Vatra et al. представили свою схему лечения пациентов с hip-spine синдромом, опирающуюся на степень подвижности позвоночника и особенности его взаимоотношений с тазом [28].

J.Y. Lazennec et al. описали позвоночно-тазовые взаимоотношения при положении стоя и сидя, которые трактовались достаточно упрощенно, объясняя, что движение позвоночник–таз–тазобедренный сустав синхронизировано с целью обеспечения сгибания бедра без конфликта большого вертела с безымянной костью или малого вертела с седалищной костью [22]. При этом оценочное суждение о движении таза исходило только на основе одного параметра SS — наклон крестца — со значением от 35° до 20°. Утверждение, что крестцовый наклон является наиболее точным показателем динамических изменений, нами не опровергается [28, 30].

В своем исследовании, в основу которого положен принцип тазовой инцидентности, мы продемонстрировали возможности использования других показателей позвоночно-тазовых взаимоотношений (PT, расстояние overhang S1, отклонение седалищных бугров), которые позволяют оценить пространственную трансформацию таза, что и было основной целью данного исследования.

Полученные нами данные об отсутствии статистической разницы значений углов PI стандартный для положения стоя и PI седалищный для положения сидя соответствуют объективным данным и являются общепринятыми. Предложенный J. Legaye термин Overhang S1, нависание крестца S1, отражающий линейное смещение крестца при повороте таза, соответствует концепции одноосевого вращения таза исключительно вокруг оси, проведенной через головки бедренных костей, поскольку они являются опорами, о чем мы и указывали выше, ссылаясь на работы А.И. Капанджи и М. Stefl [20, 30].

Но только вращением относительно одной оси трудно объяснить большой поворот таза назад. Ведь, когда человек совершает последовательные переходы из положения лежа в положение стоя и из положения стоя в положение сидя, движения таза состоят из увеличивающейся версии (наклона) таза назад от 20° до 40°. Одновременно с этим замечено, что сагиттальная ориентация вертлужного компонента или передний наклон вертлужной впадины (acetabular tilt) изменяется (увеличивается) последовательно с этим движением таза [29]. Соответственно, второй механизм, обеспечивающий такую вариабельность наклона таза назад, дополняется вращением таза при опоре на седалищные бугры, что доказывается изменением значений нависания крестца, наклоном таза и отклонением седалищных бугров (O, V).

На основании этого становится понятным линейное смещение назад при ретроверсии не только замыкательной пластинки S1, но и вертлужных впадин, поскольку эти анатомические образования являются составляющими целого (таза). Описанное нами в предыдущей статье с помощью математической

модели отклонение таза назад, с разобщением впадины и головки бедренной кости, с формированием диастаза до 8 мм полностью соответствует двухосевой концепции вращения таза. В дополнение к этому становится понятным значение сагиттальной ориентации ацетабулярного компонента. Анализ углов сагиттальной ориентации ацетабулярного компонента, которую мы в своей работе назвали латеральным наклоном ацетабулярного компонента, показал изменения угла до 30° в соответствии с увеличением версии таза. Плотная фиксация ацетабулярного компонента с формированием вершины графа, согласно инцидентности таза, приведет к точному повторению движений таза и даст возможность прогнозировать угол наклона ацетабулярного компонента в положении сидя и стоя. Соответственно, в положении сидя увеличение угла латерального наклона ацетабулярного компонента с линейным смещением компонента назад и разобщением головки протеза и ацетабулярного компонента с уменьшением дистанции прыжка создаст высокие риски для вывиха протеза, что, возможно, и лежит в патогенезе VI типа нестабильности по Classification System for the Unstable Total Hip Arthroplasty в модификации G.D. Wera et al. [31].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные с помощью рентгенологического исследования и расчета рентгенологических параметров данные дополняют возможности о суждении версии таза в отношении двухосевой концепции его вращения, а полученные данные об изменении угла наклона ацетабулярного компонента при смене положения тела также не противоречат ранее полученным данным, что подтверждает правильность наших результатов. Для оценки практической значимости предложенного способа определения параметров позвоночно-тазового баланса требуются дальнейшие исследования.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Молодов М.А., Даниляк В.В., Ключевский В.В. и др. Факторы риска вывихов тотальных эндопротезов тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2013;19(2):23-30. doi: 10.21823/2311-2905-2013-0-2-65-71
2. Louette S, Wignall A, Pandit H. Spinopelvic Relationship and Its Impact on Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2022;17:87-93. doi: 10.1016/j.artd.2022.07.001
3. Haffer H, Wang Z, Hu Z, et al. Does obesity affect acetabular cup position, spinopelvic function and sagittal spinal alignment? A prospective investigation with standing and sitting assessment of primary hip arthroplasty patients. *J Orthop Surg Res*. 2021;16(1):640. doi: 10.1186/s13018-021-02716-8
4. Haffer H, Hu Z, Wang Z, et al. Association of age and spinopelvic function in patients receiving a total hip arthroplasty. *Sci Rep*. 2023;13(1):2589. doi: 10.1038/s41598-023-29545-5
5. Langston J, Pierrepont J, Gu Y, Shimmin A. Risk factors for increased sagittal pelvic motion causing unfavourable orientation of the acetabular component in patients undergoing total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2018;100-B(7):845-852. doi: 10.1302/0301-620X.100B7.BJJ-2017-1599.R1
6. Maratt JD, Esposito CI, McLawhorn AS, et al. Pelvic tilt in patients undergoing total hip arthroplasty: when does it matter? *J Arthroplasty*. 2015;30(3):387-91. doi: 10.1016/j.arth.2014.10.014
7. McKnight BM, Trasolini NA, Dorr LD. Spinopelvic Motion and Impingement in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2019;34(7S):S53-S56. doi: 10.1016/j.arth.2019.01.033
8. Lazennec JY, Riwan A, Gravez F, et al. Hip spine relationships: application to total hip arthroplasty. *Hip Int*. 2007;17(Suppl 5):91-104. doi: 10.1177/112070000701705S12
9. Lazennec JY, Boyer P, Gorin M, et al. Acetabular anteversion with CT in supine, simulated standing, and sitting positions in a THA patient population. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(4):1103-1109. doi: 10.1007/s11999-010-1732-7
10. Ike H, Dorr LD, Trasolini N, et al. Spine-Pelvis-Hip Relationship in the Functioning of a Total Hip Replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2018 Sep 19;100(18):1606-1615. doi: 10.2106/JBJS.17.00403
11. Phan D, Bederman SS, Schwarzkopf R. The influence of sagittal spinal deformity on anteversion of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2015;97-B(8):1017-1023. doi: 10.1302/0301-620X.97B8.35700
12. Philippot R, Wegrzyn J, Farizon F, Fessy MH. Pelvic balance in sagittal and Lewinnek reference planes in the standing, supine and sitting positions. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2009;95(1):70-76. doi: 10.1016/j.otsr.2008.01.001
13. Esposito CI, Miller TT, Kim HJ, et al. Does Degenerative Lumbar Spine Disease Influence Femoroacetabular Flexion in Patients Undergoing Total Hip Arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(8):1788-1797. doi: 10.1007/s11999-016-4787-2
14. Buckland AJ, Puvanesarajah V, Vigdorichik J, et al. Dislocation of a primary total hip arthroplasty is more common in patients with a lumbar spinal fusion. *Bone Joint J*. 2017;99-B(5):585-591. doi: 10.1302/0301-620X.99B5.BJJ-2016-0657.R1
15. Pierrepont J, Hawdon G, Miles BP, et al. Variation in functional pelvic tilt in patients undergoing total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2017;99-B(2):184-191. doi: 10.1302/0301-620X.99B2.BJJ-2016-0098.R1
16. Eftekhary N, Shimmin A, Lazennec JY, et al. A systematic approach to the hip-spine relationship and its applications to total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019;101-B(7):808-816. doi: 10.1302/0301-620X.101B7.BJJ-2018-1188.R1
17. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J*. 1998;7(2):99-103. doi: 10.1007/s005860050038
18. Пелеганчук А.В., Тургунов, Э.Н., Мушкачев Е.А. и др. 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.
19. Зарипова Э.Р., Кокотчикова М.Г. *Дискретная математика. Часть III. Теория графов*. М.: Изд-во РУДН; 2013:179.
20. Капанджи А.И. *Нижняя конечность. Функциональная анатомия*. М.: Эксмо; 2020:352.

21. Philippot R, Wegrzyn J, Farizon F, Fessy MH. Pelvic balance in sagittal and Lewinnek reference planes in the standing, supine and sitting positions. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95(1):70-76. doi: 10.1016/j.otsr.2008.01.00
22. Lazennec JY, Charlot N, Gorin M, et al. Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. *Surg Radiol Anat.* 2004;26(2):136-144. doi: 10.1007/s00276-003-0195-x
23. Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, et al. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(2):386-391. doi: 10.1007/s11999-015-4432-5
24. Sharma AK, Vigdorichik JM. The Hip-Spine Relationship in Total Hip Arthroplasty: How to Execute the Plan. *J Arthroplasty.* 2021;36(7S):111-120. doi: 10.1016/j.arth.2021.01.008
25. Rivière C, Lazennec JY, Van Der Straeten C, et al. The influence of spine-hip relations on total hip replacement: A systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(4):559-568. doi: 10.1016/j.otsr.2017.02.014
26. Rivière C., Maillot C, Harman C, Cobb J. Kinematic alignment technique for total hip arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty.* 2018;29(4):330-343. doi: 10.1053/j.sart.2019.05.008
27. Vigdorichik JM, Sharma AK, Buckland AJ, et al. A simple Hip-Spine Classification for total hip arthroplasty : validation and a large multicentre series. *Bone Joint J.* 2021;103-B(7 Supple B):17-24. doi: 10.1302/0301-620X.103B7.BJJ-2020-2448.R2
28. Batra S, Khare T, Kabra AP, Malhotra R. Hip-spine relationship in total hip arthroplasty - Simplifying the concepts. *J Clin Orthop Trauma.* 2022;29:101877. doi: 10.1016/j.jcot.2022.101877
29. 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
30. Stefl M, Lundergan W, Heckmann N, et al. Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2017;99-B(1 Supple A):37-45. doi: 10.1302/0301-620X.99B1.BJJ-2016-0415.R1
31. Wera GD, Ting NT, Moric M, et al. Classification and management of the unstable total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;27(5):710-715. doi: 10.1016/j.arth.2011.09.010

Статья поступила 09.10.2023; одобрена после рецензирования 09.02.2024; принята к публикации 08.04.2024.

The article was submitted 09.10.2023; approved after reviewing 09.02.2024; accepted for publication 08.04.2024.

Информация об авторах:

Виталий Викторович Павлов — доктор медицинских наук, руководитель отделения, pavlovdoc@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8997-7330>;

Евгений Андреевич Мушкачев — младший научный сотрудник, mushkachevi@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-0346-3898>;

Эминжон Нематович Тургунов — аспирант кафедры, travma83@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9381-7460>;

Виталий Леонидович Лукинов — кандидат физико-математических наук, ведущий научный сотрудник, vitaliy.lukinov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3411-508X>;

Алексей Владимирович Пелеганчук — кандидат медицинских наук, научный сотрудник, заведующий отделением, apeleganchuk@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4588-428X>.

Information about the authors:

Vitaly V. Pavlov — Doctor of Medical Sciences, Head of the Department, pavlovdoc@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8997-7330>;

Evgeniy A. Mushkachev — junior researcher, Research Department of Neurovertebrology, mushkachevi@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-0346-3898>;

Eminjon N. Turgunov — postgraduate student, travma83@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9381-7460>;

Vitaly L. Lukinov — Candidate of Physical and Mathematical Sciences, lead researcher, vitaliy.lukinov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3411-508X>;

Aleksey V. Peleganchuk — Candidate of Medical Sciences, Researcher, Head of Department, apeleganchuk@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4588-428X>.

Вклад авторов:

Павлов В.В. — концептуализация, методология, редактирование, контроль, управление проектом.

Мушкачев Е.А. — формальный анализ, написание первоначального варианта, редактирование.

Тургунов Э.Н. — формальный анализ, написание первоначального варианта.

Лукинов В.Л. — методология, статистический анализ.

Пелеганчук А.В. — концептуализация, редактирование, контроль, управление проектом.