

Тяжелов А.А.¹, Карпинский М.Ю.¹, Карпинская Е.Д.¹, Гончарова Л.Д.²,
Климовицкий Р.В.², Фищенко В.А.³

¹ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины»,
г. Харьков, Украина

²НИИ травматологии и ортопедии ДонНМУ, г. Лиман, Украина

³Винницкий национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова, г. Винница, Украина

Клинико-биомеханическое обоснование и построение модели работы мышц, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза

Резюме. Актуальность. Длительно существующий патологический процесс в тазобедренном суставе приводит к нарушению его нормальной биомеханики. При этом страдают мышцы тазового пояса. Эндопротез тазобедренного сустава, восстанавливая опорность и движения в оперированном суставе, не восстанавливает работу мышц, в связи с чем нарушения опорно-кинематической функции тазобедренного сустава сохраняются длительное время. С учетом сложности изучения функции мышц **целью** данного исследования стало создание универсальной математической модели работы мышц тазового пояса для исследования особенностей их функционирования в процессе обеспечения горизонтального равновесия таза. **Материалы и методы.** На основе натурного скелета человека была построена физическая модель «поясничная часть позвоночника — таз — бедро» с обозначением линий действия мышц и углов их прикрепления и составлена расчетная схема с учетом направления и силы действия мышц. Модель построена из расчета веса пациента 70 кг, показатели абсолютной величины сил, развиваемых каждой мышцей, углы прикрепления мышц и величины плеча силы каждой мышцы взяты из литературных источников. Были составлены уравнения равновесия моментов силы гравитации и суммарного мышечного момента сил. **Результаты.** Для проверки валидности разработанной модели исследовали ее работу на примере эндопротезирования тазобедренного сустава. В качестве расчетных условий работы модели приняли ситуацию, при которой исследуемый стоит на одной ноге, сохраняя горизонтальное равновесие таза. Проведенные расчеты показывают, что разработанная нами модель работы мышц тазового пояса по обеспечению горизонтального равновесия таза работает с более чем трехкратным запасом прочности, полученные результаты соответствуют литературным данным, следовательно, модель валидна и может применяться для соответствующих расчетов. **Выводы.** Создана универсальная математическая модель работы мышц тазового пояса, позволяющая изучать и анализировать влияние различных внешних факторов на возможность устойчивого одноопорного стояния.

Ключевые слова: тазобедренный сустав; биомеханика; мышцы тазового пояса; равновесие тела

Введение

Эндопротезирование тазобедренного сустава на сегодняшний день практически единственный высокотехнологичный и эффективный метод хирургического лечения тяжелых дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава различной этиологии, который позволяет быстро и эффективно избавить пациента от боли, восстановить амплитуду движений в суставе и опорность пораженной конечности [1, 2].

При тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава биомеханика сустава часто изменена еще до операции за счет сгибательно-приводящей контрактуры, деформации проксимального отдела бедренной кости, деструкции головки бедра и т.д. Задачей эндопротезирования является устранение этих нарушений, но восстановить правильную биомеханику искусственного сустава не всегда удается. Это может происходить из-за смещения центра вращения сустава, изменения длины или угла наклона шейки бедра, и даже допуски при установке компонентов эндопротеза могут влиять на послеоперационную работу мышц, ответственных за сохранение постурального баланса.

Чтобы обеспечить выживаемость эндопротеза, эти составляющие «нормальной» биомеханики искусственного сустава должны быть оптимально сбалансированы. Таким образом, именно биомеханические решения становятся наиболее важными для обеспечения долговременной работы установленного эндопротеза тазобедренного сустава [3].

Несмотря на то что биомеханические особенности нагружения тазобедренного сустава в норме и при дегенеративно-дистрофических его поражениях исследуются давно и изучены достаточно подробно, остаются нерешенным целый ряд вопросов, связанных с восстановительным периодом после эндопротезирования тазобедренного сустава.

Существуют исследования, показывающие, что снижение опорно-кинематической функции тазобедренного сустава сохраняется даже через 24 месяца после выполненного оперативного вмешательства. К сожалению, в современной литературе встречается крайне мало работ, в которых изучается восстановление опорно-кинематической функции нижних конечностей после эндопротезирования тазобедренного сустава [4–6].

Изменения мышц — один из важнейших факторов, затрудняющих восстановление движений в тазобедренном суставе после эндопротезирования. И хотя в последние годы появляется все больше информации о влиянии величины общего бедренного офсета на функцию мышц, эти работы имеют скорее клинический характер и нуждаются в обобщении и научном обосновании. Например, нет четкого ответа на вопрос: какая величина изменения общего офсета после эндопротезирования будет критичной для работы мышц? Как сказывается контрактура тазобедренного сустава и величина укорочения мышц на особенностях сохранения постурального баланса? Каким образом влияют

друг на друга изменение работы мышц тазового пояса и изменение компонентов эндопротеза, обуславливающие величину общего бедренного офсета? Как эти компоненты влияют на сохранение вертикальной позы?

Учитывая сложность исследования функции мышц, для разрешения этих вопросов мы решили воспользоваться методом моделирования.

Таким образом, **целью данного исследования** является создание универсальной математической модели работы мышц тазового пояса для изучения особенностей их функционирования в процессе обеспечения горизонтального равновесия таза.

Материалы и методы

Построение модели. В качестве прототипа модели использована предложенная нами ранее модель горизонтального равновесия таза [7], в которую внесены некоторые изменения.

На первом этапе данного исследования на основе натурального скелета человека нами была построена физическая модель «поясничного отдела позвоночника — таз — бедро». Затем при помощи эластичных тяг мы обозначили линии действия мышц поясничного отдела позвоночника и тазового пояса, ответственных за сохранение постурального баланса. С учетом литературных данных и размеров модели для каждой из мышц были определены: направление ее действия, длина мышцы, угол прикрепления к кости и площадь поперечного сечения мышцы. В модель включены только те мышцы, линия действия которых проходит латеральнее центра вращения тазобедренного сустава, т.е. выполняющие абдукторную функцию. На основании данной физической модели была определена схема тяги мышц и рассчитана абсолютная сила каждой мышцы. Линии действия указанных мышц были спроецированы на плоскую фронтальную модель системы «поясничного отдела позвоночника — таз — бедро», после чего для удобства была составлена расчетная схема с учетом направления и силы действия мышц, позволяющая выполнить анализ работы мышц тазового пояса (рис. 1).

Модель построена из расчета веса пациента 70 кг, данные о параметрах мышц взяты из литературных источников. В частности, использованы показатели абсолютной величины сил, развиваемых каждой мышцей, учтены углы прикрепления мышц и величины плеча силы каждой мышцы (табл. 1).

В основу расчетов положен принцип равенства сил и моментов сил мышц-абдукторов и моментов силы гравитации, которые обеспечивают горизонтальное равновесие таза.

$$\begin{cases} \sum F = 0 \\ \sum M = 0 \end{cases}$$

Затем были составлены уравнения равновесия сил согласно расчетной схеме.

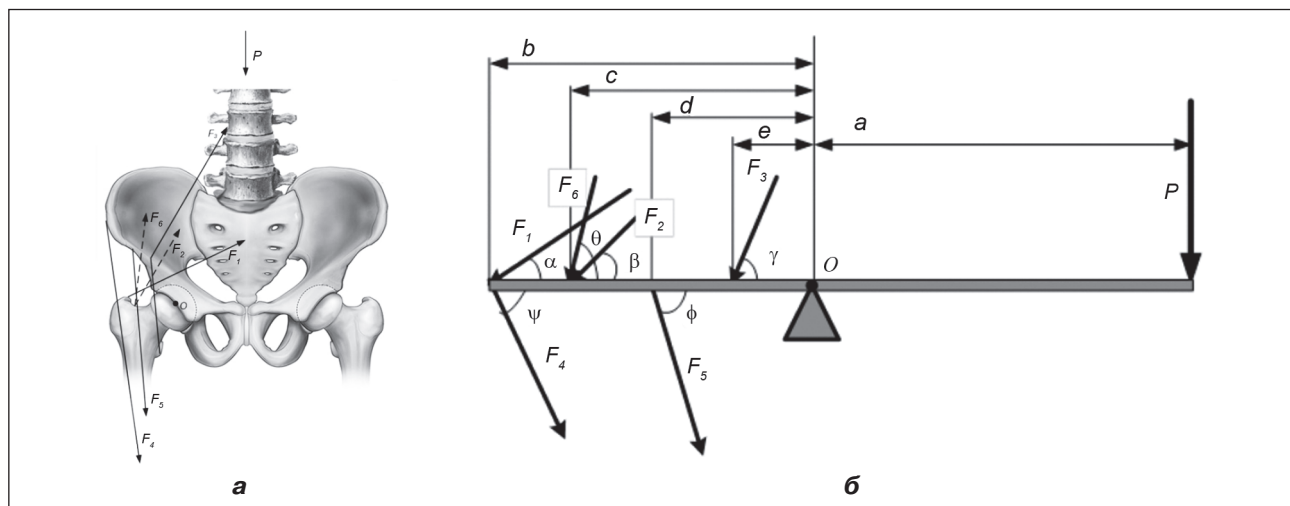


Рисунок 1. Схема работы мышц (а) и расчетная схема (б) модели горизонтального равновесия таза. Приведены и обозначены векторами мышцы тазового пояса, обеспечивающие горизонтальное равновесие таза:

- F_1 — грушевидная (*piriformis*);
 F_2 — отводящая группа мышц: малая и средняя ягодичные, мышца, натягивающая широкую фасцию (*gluteus medius, gluteus minimus, tensor fasciae latae*);
 F_3 — подвздошно-поясничная (*iliopsoas*);
 F_4 — портняжная (*sartorius*);
 F_5 — прямая порция четырехглавой (*rectus femoris*);
 F_6 — передняя поверхностная порция большой ягодичной (*gluteus maximus anterior*);
 P — вес тела

Для последующего решения составленных уравнений равновесия были использованы литературные данные о величине абсолютных мышечных усилий, развиваемых мышцами тазового пояса, которые обеспечивают горизонтальное равновесие таза [8], а также данные измерения натурной модели, в частности величина плеча каждой из мышц и направление действия мышц (табл. 1).

Учитывая данные литературы, свидетельствующие, что усредненная величина плеча абдукторов втрое

меньше длины плеча силы гравитации, зададим величину плеча действия силы гравитации $a = 0,08$ м.

Дальнейший анализ работы мышц происходил следующим образом.

Подставляя в уравнения равенства сил

$$P = F_1 \cos \alpha + F_2 \cos \beta + F_3 \cos \gamma + F_4 \cos \phi + F_5 \cos \phi + F_6 \cos \theta$$

и моментов сил

$$aP = dF_1 \cos \alpha + cF_2 \cos \beta + dF_3 \cos \gamma + bF_4 \cos \phi + dF_5 \cos \phi + cF_6 \cos \theta$$

Таблица 1. Величины абсолютных тяговых усилий мышц, участвующих в стабилизации таза, величины плеч приложения этих усилий и величины углов прикрепления мышц

Сила	Мышцы	Макс. сила, Н	Плечо силы, м	Угол	Величина угла, градус
F_1	Piriformis	296	0,04	α	70
F_2	Gluteus medius	1365	2105	β	30
	Gluteus minimus	585			
	Tensor fasciae latae	155			
F_3	Iliopsoas	800	0,01	γ	20
F_4	Sartorius	104	0,04	ϕ	20
F_5	Rectus femoris	779	0,02	ϕ	5
F_6	Gluteus maximus anterior	1296	0,03	θ	10

соответствующие числовые показатели и решая уравнения, сравнивали те усилия, которые каждая мышца развивала (чтобы сумма моментов сил абдукторов равнялась моменту силы гравитации) с абсолютной силой мышцы.

При этом допускали, что каждая мышца или группа мышц в любой момент времени влияет на систему силой, которая пропорциональна величине максимально возможной силы, развиваемой соответствующей мышцей или группой мышц. Для этого определяли коэффициент пропорциональности для каждой мышцы относительно величины силы тяжести тела 700 Н:

$$F = P$$

$$F_1 = 0,42P = 0,42F;$$

$$F_2 = 3,01P = 3,01F;$$

$$F_3 = 1,14P = 1,14F;$$

$$F_4 = 0,15P = 0,15F;$$

$$F_5 = 1,11P = 1,11F;$$

$$F_6 = 1,85P = 1,85F.$$

Подставляя эти данные в уравнение равенства сил

$$0,08P = 0,005F + 0,0781F + 0,0107F + 0,0056F + 0,0222F + 0,0547F,$$

получаем значение силы F.

То есть силу каждой из мышц-абдукторов сравнивали с максимальной силой, которую эта мышца теоретически может развить.

Полученные данные сводили в таблицы, наглядную визуализацию проводили, сравнивая диаграммы нагрузок, развиваемых каждой мышцей, с абсолютной силой этих же мышц. Так, вводя соответствующие поправки в работу мышц, например действие избыточного веса, снижение функциональной активности мышц и т.д., мы могли получать информацию об особенностях работы мышц тазового пояса, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза при различных условиях.

Результаты и обсуждение

Для проверки валидности разработанной модели мы исследовали ее работу. В качестве примера использовали ситуацию, связанную с выполнением пациенту эндопротезирования. В качестве условий работы модели приняли ситуацию, при которой исследуемый стоит на одной ноге, сохраняя горизонтальное равновесие таза.

Результаты приведены в табл. 2.

Расчеты показали, что работа мышц тазового пояса данной модели не отличается от нормальной работы тазобедренного сустава, а именно: все мышцы развивали усилия, в 2,5–3 раза меньше максимальных, то есть имели трехкратный запас прочности. А с учетом мышечных синергий можно говорить о еще большем запасе прочности мышц тазового пояса. Даже при условном расчетном весе исследуемого 120 кг мышечная система в состоянии справиться с задачей сохранения горизонтального равновесия таза. Более наглядное сравнение величины мышечных сил, которые необходимо развить для обеспечения равновесия таза при одноопорном стоянии для разного расчетного веса, приведено на диаграмме (рис. 2).

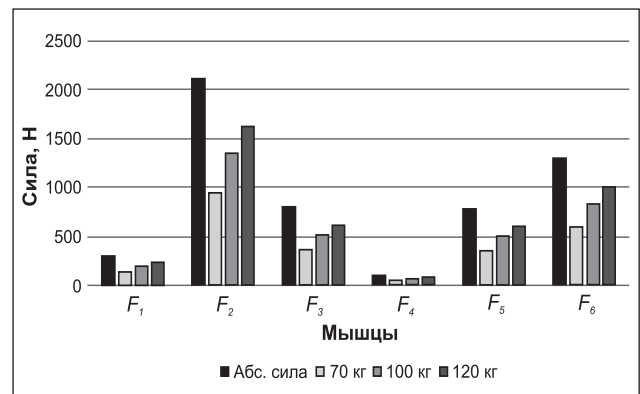


Рисунок 2. Величины тяговых усилий мышц тазового пояса, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза

Таблица 2. Величины тяговых усилий мышц тазового пояса, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза

Мышцы		Сила, Н			
Обозначение мышц	Название	Максимум	Расчетный вес, кг		
			70	100	120
F ₁	Грушевидная	296	134	191	229
F ₂	Средняя ягодичная	2105	951	1358	1630
	Малая ягодичная				
	Натяжитель широкой фасции				
F ₃	Подвздошно-поясничная	800	361	516	619
F ₄	Портняжная	104	47	67	81
F ₅	Прямая порция четырехглавой мышцы	779	352	503	603
F ₆	Большая ягодичная	1296	585	836	1004

По данным, приведенным на рис. 2, ясно, что в норме при одноопорном стоянии мышцы способны стабилизировать таз и имеют значительный запас прочности даже при увеличении веса пациента. Хотя лишний вес пациента может оказывать негативное влияние на работу мышц при длительном воздействии, т.е. снижает выносливость мышц.

Проведенные расчеты показывают, что разработанная нами модель работы мышц тазового пояса по обеспечению горизонтального равновесия таза работает с более чем трехкратным запасом прочности, полученные результаты соответствуют литературным данным, следовательно, модель валидна и может применяться для соответствующих расчетов.

Выводы

Таким образом, нами создана универсальная математическая модель работы мышц тазового пояса, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза, которая позволяет изучать и анализировать влияние различных внешних факторов на возможность устойчивого одноопорного стояния.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии какого-либо конфликта интересов при подготовке данной статьи.

Список литературы

1. Агаджанян В.В. Восстановление двигательной функции у больных с патологией тазобедренных суставов методом эндопротезирования / Агаджанян В.В., Пронских А.А., Михайлов В.П. // *Травматология и ортопедия России*. — 2002. — № 1. — С. 24-27.

2. Синегубов Д.А. Дифференцированное эндопротезирование тазобедренного сустава в условиях остеопении и остеопороза у больных с ревматоидным артритом // *Медицина сьогодні і завтра*. — 2015. — № 2 (67). — С. 105-112.

3. Review: biomechanical issues in total hip replacement / Ong K.L., Manley M.T., Nevelos J., Greene K. // *Surg. Technol. Int.* — 2012. — 22. — 222-228.

4. Balance and gait in total hip replacement: a pilot study / Nallegowda M., Singh U., Bhan S., Wadhwa S., Handa G., Dwivedi S.N. // *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. — 2003. — 82 (9). — 669-677. doi: 10.1097/01.phm.0000083664.30871.c8.

5. Short-term recovery of balance control after total hip arthroplasty / Lugade V., Klausmeier V., Jewett B., Collis D., Chou L.-S. // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2008. — 466 (12). — 3051-3058. doi: 10.1007/s11999-008-0488-9.

6. Improvements in balance after total hip replacement / Majewski M., Bischoff-Ferrari H.A., Grüneberg C., Dick W., Allum J.H. // *The Journal of Bone & Joint Surgery — British Volume*. — 2005. — 87 (10). — 1337-1343. doi: 10.1302/0301-620x.87b10.16605.

7. Моделирование работы мышц, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза при одноопорном стоянии / Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Гончарова Л.Д., Лобанов Г.В., Боровой И.С. // *Травма*. — 2014. — Т. 15, № 2. — С. 136-142.

8. Carhart M.R. Biomechanical Analysis of Compensatory Stepping: Implications for Paraplegics Standing Via FNS, Ph.D. Dissertation. — Arizona State University, 2000.

Получено 15.10.2017 ■

Тяжелов О.А.¹, Карпинский М.Ю.¹, Карпинська О.Д.¹, Гончарова Л.Д.², Клімовицький Р.В.², Фіщенко В.О.³

¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

²НДІ травматології та ортопедії ДонНМУ, м. Лиман, Україна

³Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пірогова, м. Вінниця, Україна

Клініко-біомеханічне обґрунтування і побудова моделі роботи м'язів, що забезпечують горизонтальну рівновагу таза

Резюме. Актуальність. Тривало існуючий патологічний процес в тазостегновому суглобі призводить до порушення його нормальної біомеханіки. При цьому страждають м'язи тазового пояса. Ендопротез кульшового суглоба, відновлюючи опірність і рух в оперованому суглобі, не відновлює роботу м'язів, у зв'язку з чим порушення опорно-кінематичної функції тазостегнового суглоба зберігається тривалий час. З огляду на складність вивчення функції м'язів **метою** даного дослідження є створення універсальної математичної моделі роботи м'язів тазового пояса для дослідження особливостей їх функціонування в процесі забезпечення горизонтальної рівноваги таза. **Матеріали та методи.** На основі натурного скелета людини була побудована фізична модель «поперековий відділ хребта — таз — стегно» з позначенням напрямів діяльності м'язів і кутів їх прикріплення і складена розрахункова схема з урахуванням напрямку і сили дії м'язів. Модель побудована з розрахунку ваги пацієнта 70 кг, показники абсолютної величини сил, що розвиваються кожним м'язом, кути прикріплення м'язів і ве-

личини плеча сили кожного м'яза взяті з літературних джерел. Були складені рівняння рівноваги моментів сили гравітації і сумарного м'язового моменту сил. **Результати.** Для перевірки валідності розробленої моделі досліджували її роботу на прикладі ендопротезування кульшового суглоба. Як розрахункові умови роботи моделі взята ситуація, при якій досліджуваний стоїть на одній нозі, зберігаючи горизонтальну рівновагу таза. Проведені розрахунки показують, що розроблена нами модель роботи м'язів тазового пояса по забезпеченню горизонтальної рівноваги таза працює з більш ніж триразовим запасом міцності, отримані результати відповідають літературним даним, отже, модель валидна і може застосовуватися для відповідних розрахунків. **Висновки.** Створена універсальна математична модель роботи м'язів тазового пояса дозволяє вивчати і аналізувати вплив різних зовнішніх факторів на можливість сталого одноопорного стояння.

Ключові слова: тазостегновий суглоб; біомеханіка; м'язи тазового пояса; рівновага тіла

O.A. Tyazhelov¹, M.Yu. Karpinsky¹, O.D. Karpinskaya¹, L.D. Goncharova², R.V. Klimovitsky², V.O. Fishchenko³

¹State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the Academy of Medical Science of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

²Scientific and Research Institute of Traumatology and Orthopedics of Donetsk National Medical University, Lyman, Ukraine

³M.I. Pirogov Vinnytsia National Medical University, Vinnytsia, Ukraine

Clinical and biomechanical substantiation and modeling work of the muscles supporting horizontal balance of the pelvis

Abstract. Background. A long-term pathological process in the hip joint leads to a disruption of its normal biomechanics. In this case, the muscles of the pelvic girdle suffer. Endoprosthesis of the hip joint helps to restore the support and movement in the operated joint, but does not restore the work of the muscles. So, a musculoskeletal dysfunction of the hip joint persists for a long time. Given the complexity of the study of muscle function, the **purpose** of this research is to create a universal mathematical model of the pelvic muscles to investigate the features of their function in providing a horizontal pelvic balance. **Materials and methods.** Based on the human skeleton, a physical model "lumbar spine — pelvis — hip" was simulated with the designation of the lines of muscular action and the angles of their attachment, and a design scheme was drawn up, taking into account the direction and strength of the muscles. The model is designed at the weight of the patient of 70 kg, the indices of the absolute magnitude of the forces developed by each muscle, the angles of attachment of the muscles and the magnitude

of the shoulder strength of each muscle are taken from literary sources. Balance equations for the moments of the force of gravity and the total muscle torque of the forces were compiled. **Results.** To test the validity of the developed model, its work was studied using the example of hip joint arthroplasty. As the design conditions of the model, the situation was adopted, in which the "patient" stands on one leg, maintaining the horizontal balance of the pelvis. The performed calculations show that the model of the pelvic girdle muscles to ensure horizontal balance of the pelvis works with more than threefold safety factor, the results correspond to the literature data, therefore, the model is valid and can be used for appropriate calculations. **Conclusions.** A universal mathematical model for the work of pelvic girdle muscles has been created, which makes it possible to study and analyze the influence of various external factors on the possibility of a stable one-leg standing.

Keywords: hip joint; biomechanics; muscles of the pelvic girdle; body balance