

УДК 616.741:616.728.2-018.3-007.24]:004.94](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021458-62>

## Математичне моделювання роботи м'язів тазового пояса у хворих із привідною контрактурою кульшового суглоба під час одноопорного стояння

О. А. Тяжелов<sup>1</sup>, М. Ю. Карпінський<sup>1</sup>, О. Д. Карпінська<sup>1</sup>,  
Д. О. Юрченко<sup>2</sup>, О. Ю. Браніцький<sup>3</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

<sup>2</sup> Донецький національний медичний університет. Україна

<sup>3</sup> Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова. Україна

*Long existing hip arthritis is accompanied by the development of pain and contractures that cause contractile muscle spasm, reduction in the length of the adductor muscles and flexors of the thigh, relative overstretching of the abductor muscles, which over time leads to changes in their structure. The result is weakness of the pelvic muscles, the clinical manifestation of which is a violation of postural balance — lameness, torso tilts while walking, changes in pelvic position, etc. Objective. To determine the effect of the hip joint adduction contracture on the ability to maintain balance standing position with mathematical model. Methods: mathematical model is worked out that represents the pelvis with the thigh and the vectors of action of the adductor and abductor muscles. The muscular effort required to maintain body balance during one-leg standing was normal and the hip position was set at 5° and 10°. Calculations were performed for patients weighing 70; 100; 120 kg. Results. It is determined that at the adduction contracture in 5° m. gracilis, m. add magnus, m. piriformis are not able to perform the functions of maintaining body balance due to the necessity to develop greater efforts than their maximum possible, even at the minimal patient's weight. If the patient's weight exceeds 120 kg, then almost the entire muscular system of stabilization of the thigh works beyond its capabilities. The adduction contracture of 10° increases the required force of the thigh stabilizer muscles. The absolute values showed an increase in their strength indicators. Conclusions. The adduction contracture of the hip joint causes a change in the biomechanical conditions of the pelvic muscles due to changes in the angles of action of the abductor muscles, reducing the effectiveness of their work to stabilize the pelvis. As the angle of adduction contracture increases, there is a tendency for the pelvic muscles to work effectively. An additional factor that negatively affects this indicator is the patient's overweight. Key words. Postural balance, hip abductors and adductors muscles, mathematic model.*

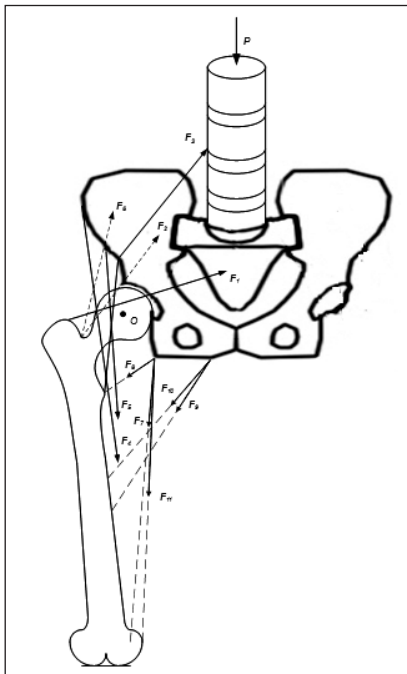
*Тривалий перебіг коксартрозу супроводжується розвитком больового синдрому та контрактур, які спричинюють контрактильний спазм м'язів, зменшення довжини привідних м'язів і згиначів стегна, відносно перерозтягнення відвідних м'язів, що з плином часу призводить до змін їхньої структури. Наслідком цього є слабкість м'язів тазового пояса, клінічним проявом якої є порушення постурального балансу — кульгавість, нахили тулуба під час ходьби, зміна становища таза тощо. Мета. На математичній моделі визначити вплив привідної контрактури кульшового суглоба на здатність підтримки рівноваги під час стояння. Методи. Створено математичну модель, яка представляє таз зі стегною кісткою та вектори дії привідних і відвідних м'язів стегна. Визначали м'язові зусилля, необхідні для підтримки рівноваги тіла під час одноопорного стояння в нормі та за наявності установки стегна в 5° і 10°. Розрахунки виконували для пацієнтів вагою 70; 100; 120 кг. Результати. Визначено, що за привідної контрактури в 5° m. gracilis, m. add magnus, m. piriformis не здатні виконувати функції з підтримки рівноваги тіла через необхідність розвивати зусилля більші, ніж їхні максимально можливі, навіть за мінімальної ваги пацієнта. Якщо вага хворого перевищує 120 кг, то практично вся м'язова система стабілізації стегна працює за межами власних можливостей. Привідна контрактура в 10° призводить до збільшення необхідного зусилля м'язів-стабілізаторів стегна. За абсолютними значеннями встановлено збільшення їхніх силових показників. Висновки. Привідна контрактура кульшового суглоба спричинює зміну біомеханічних умов роботи м'язів тазового пояса через зміну кутів дії сил відвідних м'язів стегна, зниження ефективності їхньої роботи зі стабілізації таза. Зі збільшенням кута привідної контрактури простежується тенденція до погіршення умов ефективної роботи м'язів тазового пояса. Додатковим чинником, який негативно впливає на цей показник, є надмірна вага пацієнта.*

**Ключові слова.** Постуральний баланс, відвідні та привідні м'язи стегна, математична модель

## Вступ

Тривалий перебіг коксартрозу практично завжди супроводжується розвитком больового синдрому й згинально-привідної контрактури кульшового суглоба, що негативно впливає на результат ендопротезування. Затяжний больовий синдром і контрактура кульшового суглоба призводять до контрактильного спазму м'язів, зменшення довжини привідних м'язів і згиначів стегна, відносного перерозтягнення відвідних м'язів, що спричинює зменшення їхньої еластичності та порушення скорочення, а з плином часу — структурні зміни та значну втрату сили відвідних м'язів. Наслідком цього є слабкість м'язів тазового пояса, а клінічний прояв — порушення постурального балансу — кульгавість, нахили тулуба під час ходьби, зміни положення таза тощо.

Одним із характерних наслідків тривалого перебігу коксартрозу є недостатність м'язів тазового пояса, що робить неможливим утримання горизонтальної рівноваги таза. Саме цей принцип — утримання горизонтальної рівноваги таза — покладений в основу побудови моделі роботи м'язів тазового пояса: момент сили м'язів-стабілізаторів таза має урівноважувати момент сили гравітації [1–3].



**Рис. 1.** Схема фізичної моделі. Векторами позначені сили дії м'язів:  $F_1$  — *m. piriformis*;  $F_2$  — група м'язів: *m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus*, *m. tensor fasciae latae*;  $F_3$  — *m. iliocapsularis*;  $F_4$  — *m. sartorius*;  $F_5$  — *m. rectus femoris*;  $F_6$  — *m. gluteus maximus*;  $F_7$  — *m. gracilis*;  $F_8$  — *m. pectineus*;  $F_9$  — *m. add longus*;  $F_{10}$  — *m. add brevis*;  $F_{11}$  — *m. add magnus*;  $P$  — вага тіла

Останніми роками з'являється все більше інформації про вплив привідної контрактури стегна на функцію м'язів [4–7]. Ці роботи мають клінічний характер і потребують узагальнення та наукового обґрунтування.

*Мета роботи* — на математичній моделі визначити вплив привідної контрактури кульшового суглоба на здатність підтримки рівноваги під час стояння.

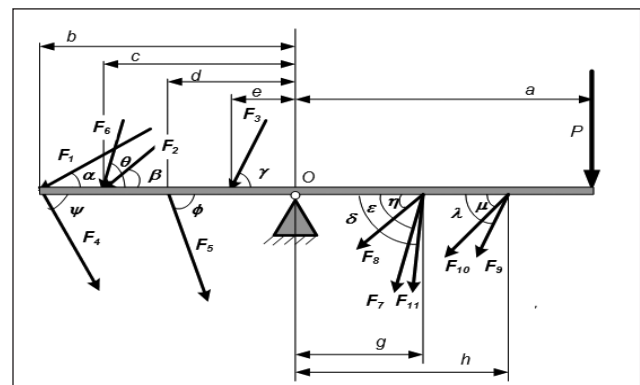
## Матеріал і методи

Для вивчення функції підтримки рівноваги таза під час одноопорного стояння в умовах привідної контрактури кульшового суглоба було удосконалено математичну модель [8], яка відображала таз із стегновою кісткою та вектори дії м'язів двох груп: привідних і відвідних стегна у фронтальній площині (рис. 1).

На підставі запропонованої моделі побудовано розрахункову схему (рис. 2). Вона відображає дію сил на тазовий пояс людини у фронтальній площині та наведена у вигляді горизонтальної балки, встановленої на рухомому шарнірі (аналог — аптечні терези). На обидва кінці балки діють вага тіла та м'язи привідної та відвідної груп, задача яких зводиться до підтримки балки в рівновазі.

Дані про величину сили м'язів, задіяних у моделі, а також про величину пліч і кутів їхньої дії були обрані за даними М. R. Carhart [9] і зведені в таблиці.

У процесі моделювання визначали м'язові зусилля, необхідні для підтримки рівноваги тіла під час одноопорного стояння в нормі та за наявності привідної установки стегна в  $5^\circ$  і  $10^\circ$ . Розрахунки виконували для пацієнтів вагою 70; 100; 120 кг.



**Рис. 2.** Розрахункова схема

**Результати та їх обговорення**

Відповідно до законів механіки систему вважають урівноваженою, якщо сума всіх моментів сил, які впливають на неї, дорівнює 0:

$$\sum M = 0 \tag{1}$$

Напишемо рівняння рівноваги для нашої системи (рис. 2). Умови рівноваги моментів:

$$M(P) - M(F_1) - M(F_2) - M(F_3) - M(F_4) - M(F_5) - M(F_6) - M(F_7) - M(F_8) - M(F_9) - M(F_{10}) - M(F_{11}) = 0 \tag{2}$$

або

$$aP - dF_1 \cos\alpha - cF_2 \cos\beta - dF_3 \cos\gamma - bF_4 \cos\varphi - dF_5 \cos\phi - cF_6 \cos\theta + gF_7 \cos\varepsilon + gF_8 \cos\eta + hF_9 \cos\lambda + hF_{10} \cos\mu + gF_{11} \cos\delta = 0 \tag{3}$$

або

$$aP = bF_1 \cos\alpha + cF_2 \cos\beta + eF_3 \cos\gamma + bF_4 \cos\varphi + dF_5 \cos\phi + cF_6 \cos\theta - gF_7 \cos\varepsilon - gF_8 \cos\eta - hF_9 \cos\lambda - hF_{10} \cos\mu - gF_{11} \cos\delta, \tag{4}$$

де *a, b, c, d, e, g, h* — плечі дії сил відповідних м'язів.

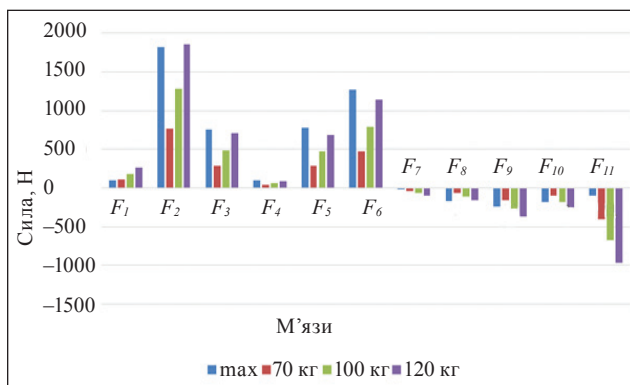
Підставимо значення величин пліч і кутів дії сил м'язів з табл. 1 у рівняння (4):

$$0,07P = 0,04F_1 \cos 70^\circ + 0,03F_2 \cos 30^\circ + 0,01F_3 \cos 20^\circ + 0,04F_4 \cos 20^\circ + 0,02F_5 \cos 5^\circ + 0,03F_6 \cos 10^\circ - 0,03F_7 \cos 80^\circ - 0,03F_8 \cos 5^\circ - 0,05F_9 \cos 55^\circ - 0,05F_{10} \cos 50^\circ - 0,03F_{11} \cos 85^\circ \tag{5}$$

або

$$0,07P = 0,038F_1 + 0,015F_2 + 0,003F_3 + 0,014F_4 + 0,02F_5 + 0,05F_6 - 0,03F_7 - 0,003F_8 - 0,041F_9 - 0,038F_{10} - 0,03F_{11}. \tag{6}$$

Результати розрахунків для привідної контрактури кульшового суглоба величиною 5°, а саме:



**Рис. 3.** Діаграма величини сил м'язів, необхідних для підтримки рівноваги таза за наявності привідної контрактури кульшового суглоба величиною 5°

величини сил м'язів, необхідних для підтримки рівноваги за її наявності наведено на рис. 3.

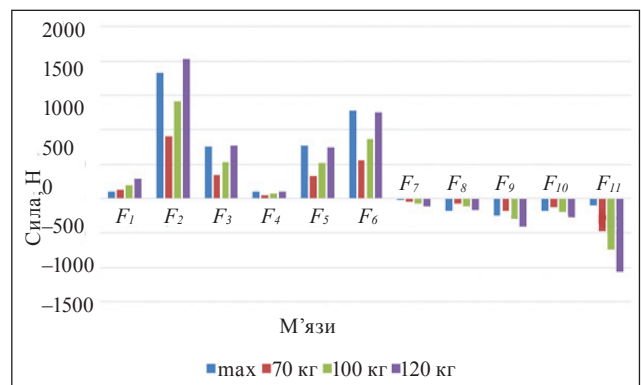
Як показано на діаграмі, привідна контрактура кульшового суглоба величиною 5° спричинює неспроможність *m. gracilis*, *m. add magnus*, *m. piriformis* виконувати функції з підтримки рівноваги тіла, оскільки вони змушені розвивати зусилля більші ніж їхні максимальні можливі, навіть за мінімальної ваги пацієнта. Якщо вага хворого перевищує 120 кг, майже вся м'язова система стабілізації стегна вимушена працювати за межами власних можливостей.

Збільшення кута привідної контрактури кульшового суглоба до 10° призводить до ще більшого підвищення зусиль усіх м'язів-стабілізаторів

Таблиця

**Величини тягових зусиль м'язів, які беруть участь у стабілізації таза, й величини пліч прикладання цих зусиль**

Група	Сила	М'язи	Макс. сила, Н	Плече сили, м	Кут дії, град		
Відвідна	$F_1$	piriformis	296	2105	70		
	$F_2$	gluteus medius	1365				
		gluteus minimus	585				
		tensorfasciae latae	155				
	$F_3$	iliacuspsaos major	800			0,01	20
	$F_4$	sartorius	104			0,04	20
$F_5$	rectus femoris	779	0,02	5			
Привідна	$F_6$	gluteus maximus	1296	0,03	10		
	$F_7$	Gracilis	110	0,03	80		
	$F_8$	Pectineus	175	0,03	5		
	$F_9$	Add Longus	420	0,05	55		
	$F_{10}$	Add Brevis	285	0,05	50		
	$F_{11}$	Add Magnus	1100	0,03	85		



**Рис. 4.** Діаграма величини сил м'язів, необхідних для підтримки рівноваги таза за наявності привідної контрактури кульшового суглоба величиною 10°

стегна, необхідних для підтримки рівноваги тіла під час одноопорного стояння. Для більш чіткого порівняння величин цих зусиль результати розрахунків подано у вигляді діаграми (рис. 4).

Як показано на діаграмі, зі збільшенням величини привідної контрактури кульшового суглоба до 10° характер змін м'язових зусиль, необхідних для підтримки рівноваги тіла, зберігається таким самим, як і за 5° приведення. Але за абсолютними значеннями визначається збільшення силових показників для всіх м'язів-стабілізаторів стегна.

Беручи до уваги певну умовність розробленої моделі, слід відмітити, що отримані результати свідчать про явну тенденцію до погіршення умов ефективної роботи м'язів зі збільшенням привідної контрактури кульшового суглоба. При цьому ефективність роботи відвідного механізму кульшового суглоба знижується, що має клінічні прояви у вигляді кульгавості, нахилів тулуба під час ходьби, нахилів таза тощо. Використана модель роботи тазового пояса має низку обмежень, а саме: вона статична та не враховує поєднану роботу м'язів антагоністів — привідних і відвідних. Але вона працює та дає змогу виявити певні тенденції. Зокрема, різні м'язи неоднаково реагують на зміни умов своєї роботи, що може призводити до певної клінічної картини.

Дуже важливим чинником, який негативно впливає на збереження ефективності відвідного механізму кульшового суглоба, є зниження функціональної активності й абсолютної сили відвідних м'язів. Ми не враховували цей чинник у поданій моделі, але наші попередні роботи про це свідчать [10]. Цей фактор (зниження абсолютної сили м'язів за умов тривалого перебігу коксартрозу) слід не лише враховувати під час виконання операції ендопротезування кульшового суглоба, й, за можливості, усувати його ще до хірургічного втручання.

## Висновки

Привідна контрактура кульшового суглоба змінює біомеханічні умови роботи м'язів тазового пояса через зміну кутів дії сил відвідних м'язів

стегна, що знижує ефективність їхньої роботи зі стабілізації таза. Зі збільшенням кута привідної контрактури простежується тенденція до погіршення умов ефективної роботи м'язів. Додатковим чинником, який негативно впливає на ефективну роботу м'язів тазового пояса, є надмірна вага пацієнта

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Functioning and disability in patients with hip osteoarthritis with mild to moderate pain / K. Rydevik, L. Fernandes, L. Nordsletten, M. A. Risberg // *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. — 2010. — Vol. 40 (10). — P. 616–624. — DOI: 10.2519/jospt.2010.3346.
2. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis / M. H. Arokoski, J. P. Arokoski, M. Haara [et al.] // *The Journal of rheumatology*. — 2002. — Vol. 29 (10). — P. 2185–2195.
3. Risk factors for early revision after total hip arthroplasty / C. J. Dy, K. J. Bozic, T. J. Pan [et al.] // *Arthritis Care & Research*. — 2014. — Vol. 66 (6). — P. 907–915. — DOI: 10.1002/acr.22240.
4. Bedotto R. A. Biomechanical assessment and treatment in lower extremity prosthetics and orthotics: A clinical perspective / R. A. Bedotto // *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. — 2006. — Vol. 17 (1). — P. 203–243. — DOI: 10.1016/j.pmr.2005.10.007.
5. Lower limb kinematics in individuals with hip osteoarthritis during gait: a focus on adaptative strategies and interlimb symmetry / M. Porta, M. Pau, B. Leban [et al.] // *Bioengineering*. — 2021. — Vol. 8 (4). — DOI: 10.3390/bioengineering8040047.
6. The metabolic and mechanical consequences of altered propulsive force generation in walking. / N. L. Pieper, S. T. Baudendistel, C. J. Hass [et al.] // *Journal of biomechanics*. — 2021. — Vol. 122. — Article ID: 110447. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110447.
7. Predicting gait adaptations due to ankle plantarflexor muscle weakness and contracture using physics-based musculoskeletal simulations / C. F. Ong, T. Geijtenbeek, J. L. Hicks, S. L. Delp // *PLoS computational biology*. — 2019. — Vol. 15 (10). — Article ID: e1006993. — DOI: 10.1371/journal.pcbi.1006993.
8. Selection of endoprosthetic components and value of general femoral offset after hip replacement (X-ray study) / V. A. Filipenko, R. V. Klimovitsky, O. A. Tyazhelov [et al.] // *Trauma*. — 2018. — Vol. 19 (1). — P. 17–24. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.19.2018.126658. (in Russian)
9. Yamaguchi G. T. Dynamic modeling of musculoskeletal motion: A vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions / G. T. Yamaguchi. — Springer, 2001. — 262 p.
10. Modeling the work of pelvic girdle muscles after hip replacement in different size of global femoral offset / O. A. Tyazhelov, M. Yu. Karpinsky, E. D. Karpinskaya [et al.] // *Trauma*. — 2017. — Vol. 18 (6). — P. 133–141. (in Russian)

---

**MATHEMATICAL MODELING OF PELVIC MUSCLE FUNCTION  
IN PATIENTS WITH HIP JOINT ADDUCTION CONTRACTURE  
AT SINGLE-SUPPORT STANDING**

O. A. Tyazhelov <sup>1</sup>, M. Yu. Karpinsky <sup>1</sup>, O. D. Karpinska <sup>1</sup>, D. O. Yurchenko <sup>2</sup>, O. Yu. Branitsky <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

<sup>2</sup> Donetsk National Medical University. Ukraine

<sup>3</sup> National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya. Ukraine

✉ Olexiy Tyazhelov, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: alzhar3001@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com

✉ Denys Yurchenko: xnuvijak@gmail.com

✉ Oleksandr Branitsky: branicki2018@gmail.com