

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.876>

Тяжелов А.А.¹, Карпінський М.Ю.¹, Юрченко Д.А.², Карпінська О.Д.¹, Гончарова Л.Є.²
¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна
²Донецький національний медичний університет МОЗ України, м. Лиман, Україна

Математичне моделювання як інструмент дослідження функції м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі

Резюме. Актуальність. Диспластичний коксартроз у дорослих пацієнтів характеризується зміною геометричних параметрів, проксимального відділу стегнової кістки, вертлюжної западини та їх співвідношень. При змінні геометричних параметрів кульшового суглоба змінюються кути прикріплення м'язів та плечі їх сил, що обумовлює особливості роботи м'язів тазового пояса. **Мета роботи** — обґрунтування та побудова математичної моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі. **Матеріали та методи.** В основу будови моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі було покладено базову фізичну модель таза та нижньої кінцівки. Зміну параметрів кульшового суглоба виконували згідно з даними проведеної раніше рентгенометрії 49 кульшових суглобів дорослих пацієнтів із диспластичним коксартрозом. Для кожного з м'язів було визначено параметри його роботи та його внесок у збереження горизонтальної рівноваги таза, складено рівняння рівноваги моментів сил м'язів тазового пояса та проаналізовано роботу всіх м'язів тазового пояса, зазначених у моделі. **Результати.** Кожен із м'язів, що забезпечують горизонтальну рівновагу таза, у нормі (при вазі пацієнта 80 кг) розвиває силу, що становить близько половини своєї максимально можливої сили, тобто всі м'язи працюють як мінімум із дворазовим запасом міцності. Збільшення ваги пацієнта на 20–25 % (до 100 кг і більше) помітно погіршує ефективність роботи м'язів. Вони змушені задіяти понад 70–80 % своєї абсолютної сили, що різко знижує їх витривалість та ефективність роботи. При легкому ступені дисплазії (1-й тип за Stone) кожен з аналізованих м'язів розвиває силу, лише на третину менше її абсолютних значень. Збільшення ваги пацієнта на 20 % вимагає від кожного з м'язів майже максимальних зусиль. А подальше збільшення ваги потребує сили, що перевищує можливості м'яза. При важкому ступені дисплазії кульшового суглоба (3-й тип за Stone) м'язи не в змозі впоратися з роботою зі збереження горизонтальної рівноваги таза. Пацієнти змушені будуть користуватися додатковою опорою або застосовувати пристосувальні механізми для полегшення пересування. **Висновки.** Розроблена нами математична модель роботи м'язів тазового пояса при дисплазії кульшового суглоба відображає клінічні прояви диспластичного коксартрозу та дозволяє вивчати особливості роботи м'язів тазового пояса до та після ендопротезування диспластичного кульшового суглоба. Зміна геометричних параметрів кульшового суглоба призводить до порушення функції м'язів тазового пояса та зменшує ефективність роботи абдукційного механізму. Найбільш значущий негативний вплив на роботу м'язів тазового пояса мають геометричні зміни кульшового суглоба, які збільшують момент сили гравітації та зменшують момент сили м'язів-абдукторів. Корекція зазначених параметрів при ендопротезуванні кульшового суглоба покращує біомеханічні умови роботи м'язів тазового пояса і підвищує ефективність абдукційного механізму. Отримані результати показали, яким чином диспластичні зміни кульшового суглоба негативно впливають на роботу м'язів тазового пояса, довели, що найважливішими факторами ефективної роботи абдукційного механізму є сила м'язів та вага пацієнта. І саме ці фактори мають критичний вплив на роботу м'язів тазового пояса щодо збереження горизонтальної рівноваги таза.

Ключові слова: диспластичний коксартроз; м'язи тазового пояса; кульшовий суглоб

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2022

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Тяжелов Олександр Алімович, доктор медичних наук, професор, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: alzhar3001@gmail.com

For correspondence: A. Tyazhelov, MD, PhD, Professor, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: alzhar3001@gmail.com

Full list of authors information is available at the end of the article.

Вступ

Диспластичний коксартроз у дорослих пацієнтів характеризується цілою низкою особливостей. Найсамперед це зміна геометричних параметрів, проксимального відділу стегнової кістки, вертлюжної западини та їх співвідношень. Зокрема, у пацієнтів із цією патологією часто спостерігається збільшення шийково-діафізарного кута (ШДК) стегнової кістки, змінюється форма вертлюжної западини, її глибина, товщина її дна, співвідношення проксимального відділу стегнової кістки та вертлюжної западини [1–4], тобто порушується конгруентність суглобових поверхонь.

При змінненні геометричних параметрів кульшового суглоба змінюються кути прикріплення м'язів та плечі їх сил, що обумовлює особливості роботи м'язів тазового пояса. Зокрема, зміна кута прикріплення м'яза або кута його дії разом із вкороченням плеча сили м'яза призводять до зменшення моменту сили, що знижує ефективність його роботи. Крім того, самі м'язи в дорослих пацієнтів із диспластичним коксартрозом під час прогресування захворювання розвиваються інакше, ніж у нормальних умовах, тому їх скорочувальна активність й абсолютна сила нижчі. Розвиток в цих умовах згинально-привідної контрактури з м'язовим дисбалансом і порушенням рухів у кульшовому суглобі також негативно впливає на роботу м'язового апарату тазового пояса [5], зменшуючи ефективність роботи абдукційного механізму.

Клінічне дослідження роботи м'язів тазового пояса має певні обмеження [6] і не дозволяє повноцінно вивчити, як робота м'язів залежить від геометричних параметрів кульшового суглоба, тому моделювання роботи м'язів тазового пояса було обрано нами як інструмент для вивчення ефективної роботи абдукційного апарату кульшового суглоба. В основу розробки такої моделі покладено принцип горизонтальної рівноваги таза при одноопорному стоянні, тобто м'язи-абдуктори стегна повинні протидіяти вазі пацієнта (силі гравітації), утримуючи таз горизонтально не менш ніж із двократним запасом міцності. Це так звана робота абдукційного механізму, ефективність якої клінічно ми оцінюємо за наявності кульгавості при ходьбі, ознак Тренделенбуга та Дюшена, використання додаткових опор тощо.

Мета роботи — обґрунтування та побудова математичної моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі.

Матеріали та методи

В основу будови моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі було покладено базову фізичну модель таза та нижньої кінцівки, розроблену в лабораторії біомеханіки ГУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», на основі якої створено п'ясту графічну модель [7], до якої були внесені суттєві

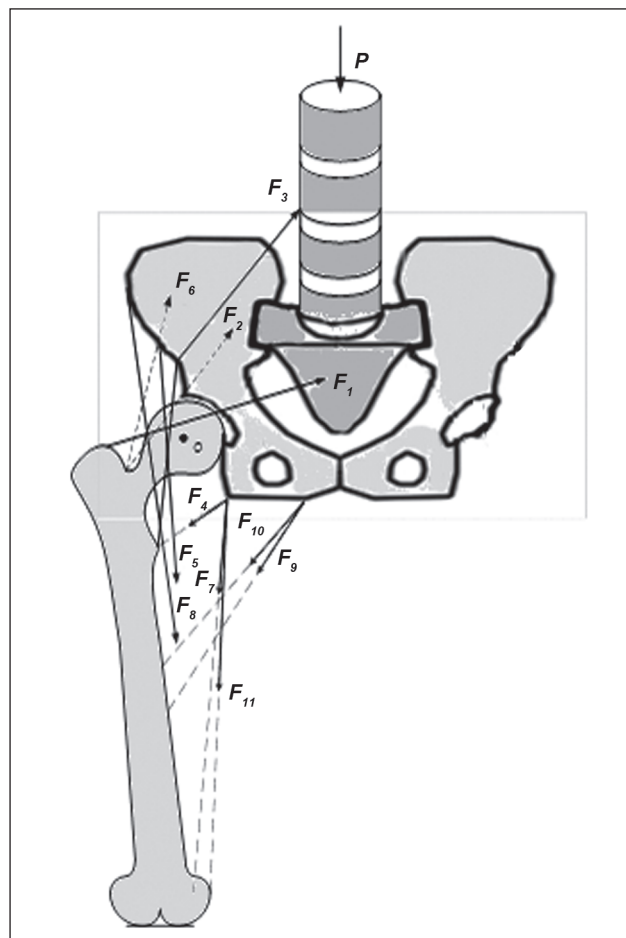


Рисунок 1. Графічне зображення моделі кульшового суглоба з позначенням м'язів — стабілізаторів таза. Векторами позначені сили та кути напрямку дії м'язів: F_1 — *m. piriformis*; F_2 — група м'язів: *m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus*, *m. tensor fasciae latae*; F_3 — *m. iliopsoas*; F_4 — *m. sartorius*; 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

доповнення та зміни. Зокрема, були зміннені геометричні параметри кульшового суглоба (збільшено ШДК стегнової кістки, потовщено дно вертлюгової западини, змінено положення центра обертання головки стегнової кістки), що призвело до зміни кутів прикріплення м'язів тазового пояса та моментів сил та інших змін. Зміну параметрів кульшового суглоба виконували згідно з даними проведеної раніше рентгенометрії 49 кульшових суглобів дорослих пацієнтів із диспластичним коксартрозом (із дисплазією кульшового суглоба I–III ступеня за Crowe, 1979 [8]). Крім того, до моделі додано привідні м'язи та змодельована згинально-привідна контрактура кульшового суглоба.

Графічна модель кульшового суглоба з позначенням м'язів — стабілізаторів таза та схеми їх дії подані на рис. 1.

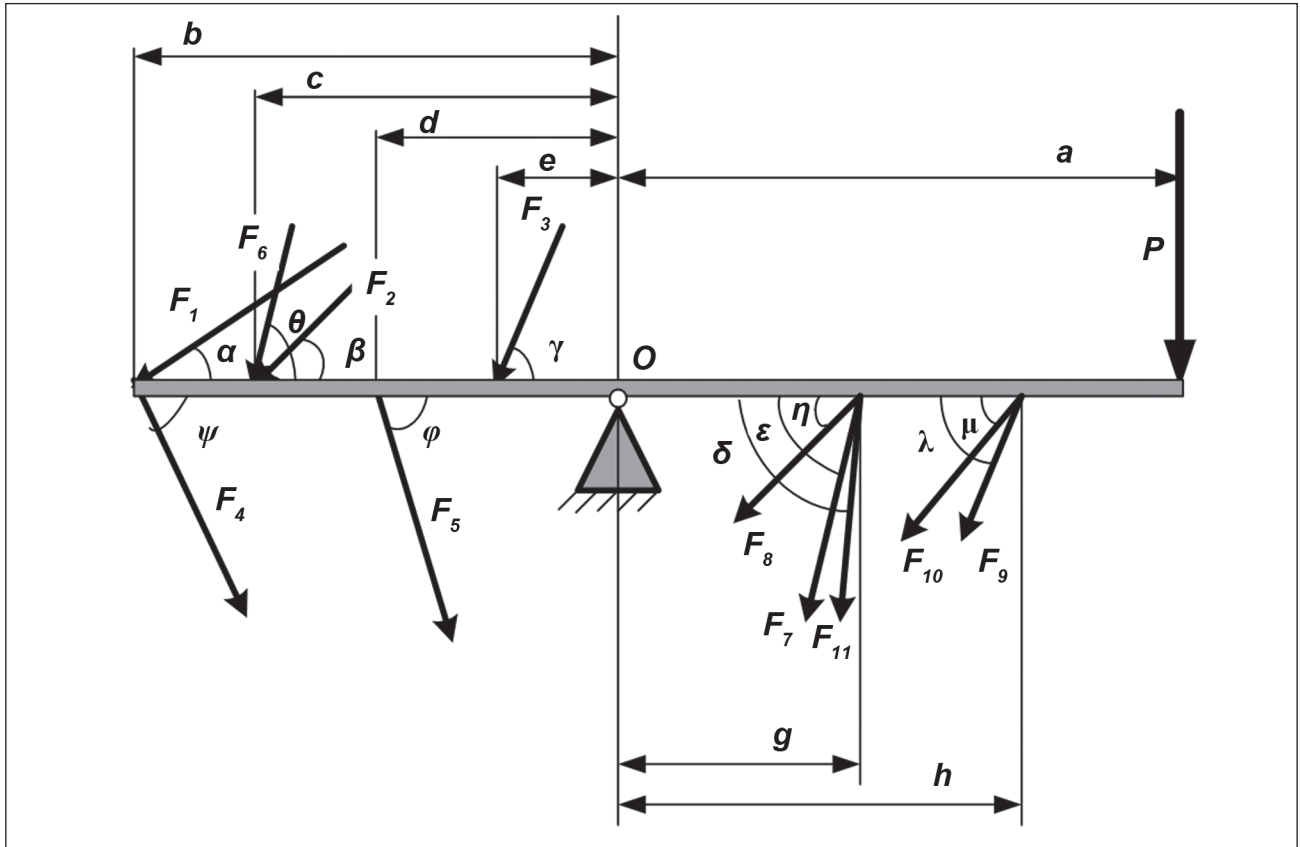


Рисунок 2. Розрахункова схема моделі роботи м'язів із включенням м'язів-аддукторів стегна

На основі даної графічної моделі побудована розрахункова схема роботи м'язів у вигляді важеля першого роду (рис. 2), що відрізняється від базової розрахункової схеми показниками величини плеча сили та кутом прикріплення кожного м'яза, характерними для дисплазії кульшового суглоба, а також включає м'язи привідної групи стегна. Як і в базовій моделі, для кожного з м'язів було визначено параметри його роботи та його внесок у збереження горизонтальної рівноваги таза, складено рівняння рівноваги моментів сил м'язів тазового пояса та проаналізовано роботу всіх м'язів тазового пояса, зазначених у моделі.

Сама математична модель являє собою рівняння рівноваги моментів м'язових сил — горизонтальних стабілізаторів таза.

$$\sum M = 0. \quad (1)$$

Рівняння рівноваги моментів сил для нашої розрахункової схеми буде мати вигляд:

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

або

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

або

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

де буквами a, b, c, d, e, g, h позначено величину плеча сили відповідного м'яза, а $\alpha, \beta, \gamma, \varphi, \theta, \varepsilon, \eta, \lambda, \mu, \delta$ — кут дії сили відповідного м'яза.

Характеристики роботи м'язів взяті з літературних даних [11] та отримані шляхом прямих вимірів на фізичній моделі (табл. 1).

Результати

Підставляючи значення ваги тіла пацієнта, величин плеча сил та кутів дії м'язів із табл. 1 в рівняння (4), отримуємо:

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

або

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

Таким чином, ми отримуємо показники сил, необхідних для збереження горизонтальної рівноваги таза в нормі (табл. 2).

Таблиця 1

Сила	М'яз	Максимальна сила, Н	Плецо сили, м	Кут дії сили	Величина кута, град.	
F_1	Piriformis	296	0,04	α	70	
F_2	Gluteus medius	1363	2103	0,03	β	30
	Gluteus minimus	585				
	Tensor fascia latae	155				
F_3	Iliopsoas	800	0,01	γ	20	
F_4	Sartorius	104	0,04	φ	20	
F_5	Rectus femoris	260	0,02	φ	5	
F_6	Gluteus maximus (передня порція)	648	0,03	θ	10	
F_7	Gracilis	-110	0,03	ε	80	
F_8	Pectineus	-175	0,03	η	5	
F_9	Add. longus	-420	0,05	λ	55	
F_{10}	Add. brevis	-285	0,05	μ	50	
F_{11}	Add. magnus	-1100	0,03	δ	85	
P	Вага тіла	700-1200	0,07	-	0	

Таблиця 2. Величини сил, необхідних для забезпечення горизонтальної рівноваги таза в нормі, і максимальні (абсолютні) значення сил

Група	М'язи		Мах сила м'яза	Сила м'язів, Н		
	По-значка	Назва		при вазі пацієнта (P), кг		
				80	100	120
Абдуктори	F_1	Piriformis	296	174	218	261
	F_2	Gluteus medius	2105	1239	1548	1858
		Gluteus minimus				
		Tensor fasciae latae				
	F_3	Iliopsoas	800	471	588	706
	F_4	Sartorius	104	61	76	92
F_5	Rectus femoris	779	458	573	688	
F_6	Gluteus maximus	1296	763	953	1144	
Абдуктори	F_7	Gracilis	-110	-65	-81	-97
	F_8	Pectineus	-175	-103	-129	-154
	F_9	Add. longus	-420	-247	-309	-371
	F_{10}	Add. brevis	-285	-168	-210	-252
	F_{11}	Add. magnus	-1100	-647	-809	-971
Показник сили відносно мах значення, %				58,8	73,6	88,3

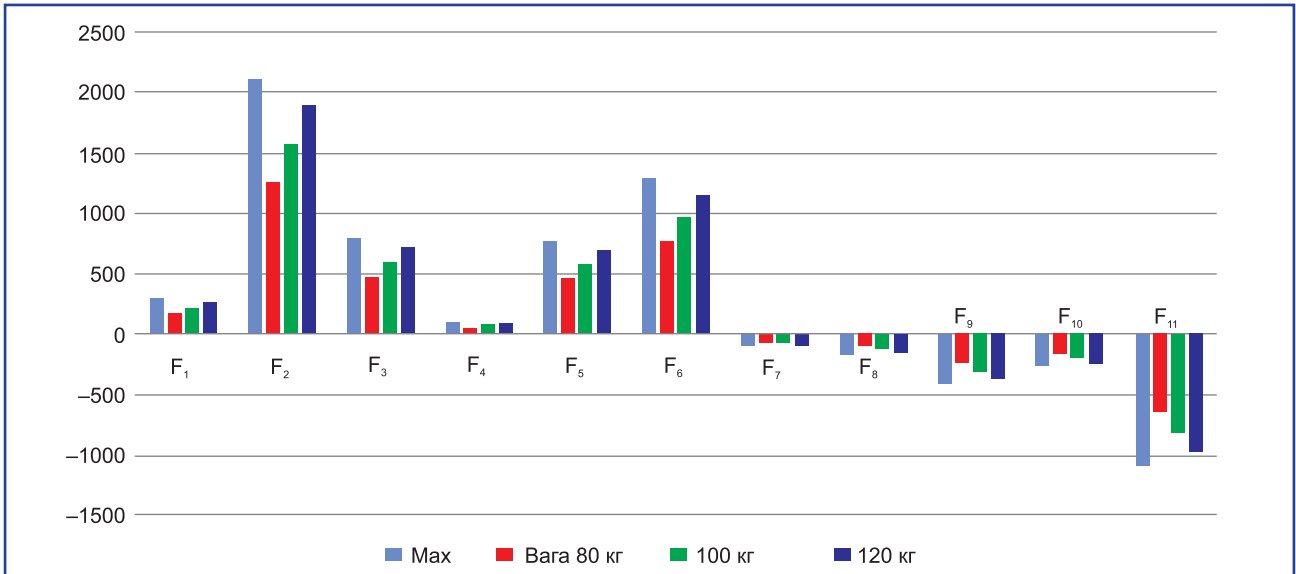


Рисунок 3. Діаграма величин сил, що повинні розвинути м'язи тазового пояса при нормальних силових та геометричних показниках залежно від ваги тіла

Як бачимо з даних таблиці, кожен із м'язів, що забезпечують горизонтальну рівновагу таза, у нормі (при вазі пацієнта 80 кг) розвиває силу, що становить близько половини своєї максимально можливої сили, тобто всі м'язи працюють як мінімум із дворазовим запасом міцності. А якщо взяти до уваги синергізм роботи м'язів-абдукторів (підвищення поєднаної сили м'язів-агоністів під час руху), то можна говорити, що запас міцності роботи м'язів у нормі становить не менше 3–4 разів.

Натомість збільшення ваги пацієнта на 20–25 % (до 100 кг і більше) помітно погіршує ефективність роботи м'язів. Вони змушені задіяти понад 70–80 % своєї абсолютної сили, що різко знижує їх витривалість та ефективність роботи.

Як приклад наводимо діаграму величин сили м'язів тазового пояса, необхідної для збереження горизонтальної рівноваги таза (рис. 3).

На діаграмі чітко візуалізується, що необхідна для горизонтальної рівноваги таза сила кожного з аналізованих м'язів (другий стовпець) менша за її абсолютні значення (перший стовпець) майже вдвічі. Але збільшення ваги пацієнта на 20 % і більше (третій та четвертий стовпці) вимагає від кожного з м'язів зусиль у 70–80 % від його максимальних можливостей.

В умовах тривалого функціонування диспластичного кульшового суглоба виникає як ціла низка змін геометричних параметрів вертлюжної западини та проксимального відділу стегнової кістки, так і порушення в роботі м'язів тазового пояса.

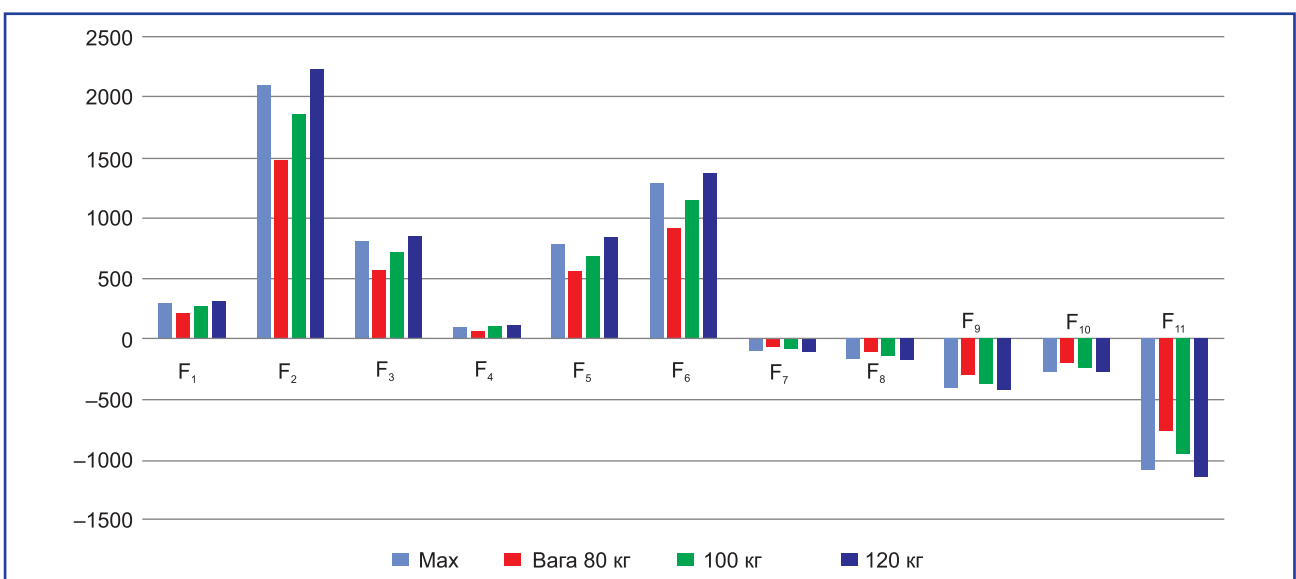


Рисунок 4. Діаграма величин сил, що повинні розвинути м'язи тазового пояса при 1-му типі дисплазії кульшового суглоба за Crowe

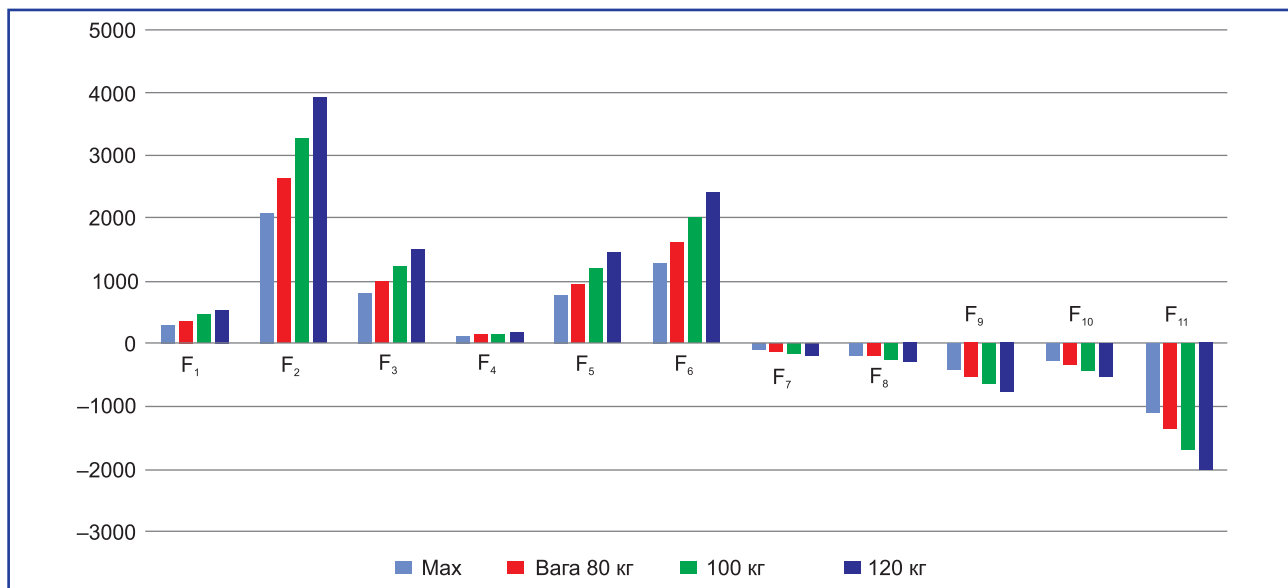


Рисунок 5. Діаграма величин сил, що повинні розвинути м'язи тазового пояса при 3-му типі дисплазії кульшового суглоба за Crowe

Тому ми підставили в рівняння (4) конкретні значення змінених геометричних параметрів кульшового суглоба, характерних для диспластичного суглоба, та занижені показники абсолютної сили м'язів, що характерно для диспластичного процесу. Такими зміненими параметрами були: ШДК стегнової кістки, товщина дна вертлюжної западини, латералізація центра обертання головки стегнової кістки, величина приведення стегна. Таким чином, нам вдалося визначити вплив конкретних змінених показників кульшового суглоба на роботу м'язів тазового пояса.

Для порівняння наводимо діаграми зусиль м'язів при 1-му та 3-му типі дисплазії тазостегнового суглоба за Crowe (рис. 4, 5).

Як видно з наведеної діаграми, при легкому ступені дисплазії (1-й тип за Crowe) кожен з аналізованих м'язів (другий стовпець) розвиває силу, на третину менше її абсолютних значень (перший стовпець). За умов м'язового синергізму це можна вважати задовільною функцією м'язів. Але збільшення ваги пацієнта на 20 % (третій стовпець) вимагає від кожного з м'язів майже максимальних зусиль. А подальше збільшення ваги (четвертий стовпець) потребує зусиль, що перевищують можливості м'яза. Тобто вага пацієнта має важливий негативний вплив на роботу м'язів – горизонтальних стабілізаторів таза.

Отримані дані показують, що при тяжкому ступені дисплазії кульшового суглоба (3-й тип за Crowe) м'язи не в змозі впоратися з роботою зі збереження горизонтальної рівноваги таза. Отже, ознаки м'язової недостатності у вигляді кульгавості, розгойдування тулуба, нахилів тазу при ходьбі матимуть постійні прояви. Пацієнти змушені будуть користуватися додатковою опорою або застосовувати пристосувальні механізми для полегшення пересування, тому що від м'язів вимагатиметься зусилля, що перевищують їх можливості.

Обговорення

Таким чином, використовуючи розроблену нами модель роботи м'язів зі збереження горизонтальної рівноваги таза, ми оцінили ефективність роботи абдукційного механізму в нормі, потім, після внесення змін, характерних для диспластичного ураження кульшового суглоба, ми промодельовали внесок кожної патологічної зміни в порушення роботи абдукційного механізму. Використовуючи сукупність усіх патологічних змін, ми створили математичні моделі диспластичного коксартрозу з різним ступенем вираженості змін, які ми умовно визначили як легкі, середні та тяжкі диспластичні зміни кульшового суглоба (1–3-й типи за Crowe). Аналізуючи отримані в результаті моделювання дані про роботу м'язів диспластичного кульшового суглоба, слід зазначити, що побудована математична модель відповідає поставленим завданням, варіанти моделей 1–3-го типів за Crowe узгоджуються з клінічною картиною дисплазії кульшового суглоба різного ступеня в дорослих хворих і можуть бути використані для подальшої роботи.

Математичне моделювання роботи м'язів тазового пояса в умовах дисплазії кульшового суглоба показало, що:

- збільшення ШДК стегнової кістки негативно, але не критично впливає на ефективність роботи м'язів тазового пояса, також помірний негативний вплив справляє згинально-привідна контрактура кульшового суглоба;

- потовщення дна вертлюжної западини до 5 мм не справляє вираженого впливу на роботу м'язів тазового пояса, проте подальше збільшення товщини дна вертлюжної западини різко погіршує умови роботи м'язів-абдукторів та різко знижує ефективність роботи абдукційного механізму;

— латералізація центра обертання головки стегнової кістки має набагато більший негативний вплив на роботу м'язів, ніж потовщення дна вертлюжної западини, хоча обидва ці фактори мають аналогічний механізм впливу. І потовщення дна вертлюжної западини, і латералізація центра обертання головки стегнової кістки збільшують плече сили гравітації. Але кути дії сил м'язів-абдукторів при латералізації центра обертання головки стегнової кістки змінюються більшою мірою, і здебільшого зменшуються плечі сил м'язів групи абдукторів стегна. Цим і пояснюється така помітна відмінність у впливі цих факторів на роботу абдукційного механізму кульшового суглоба;

— маса тіла пацієнта має дуже вагомий негативний вплив на роботу абдукційного механізму.

Основні завдання даного дослідження: показати вплив окремих геометричних параметрів кульшового суглоба на функцію м'язів тазового пояса; показати, яким чином і за рахунок чого погіршується робота абдукційного механізму кульшового суглоба при дисплазії; виявити приховані резерви для покращення роботи м'язів — стабілізаторів кульшового суглоба. Проведені нами дослідження продемонстрували, що основні параметри кульшового суглоба, що визначають величину плеча сили абдукторів стегна, доцільно розглядати як біомеханічні критерії ефективності роботи м'язів кульшового суглоба, а біомеханічні рішення в стратегії оперативного лікування коксартрозу відіграють ключову роль у забезпеченні нормальної роботи ендопротеза кульшового суглоба [12].

Особливе значення це має при диспластичному коксартрозі, тому що саме дисплазія кульшового суглоба викликає цілий каскад взаємопов'язаних біомеханічних порушень, що не тільки впливають на геометричні параметри суглоба, але і порушують роботу м'язів.

Ендопротезування кульшового суглоба практично завжди усуває більшість наявних геометричних протиріч між проксимальним відділом стегнової кістки та вертлюжною западиною, а якщо і залишаються якісь залишкові невідповідності, то вони компенсуються під час ходьби завдяки роботі м'язів [13].

Але, на жаль, відновити правильну біомеханіку штучного суглоба не завжди вдається [13], тому що дуже складно врахувати при плануванні та виконанні операції ендопротезування всі сформовані за час хвороби компенсаторні та адаптаційні реакції і стереотипи рухів, які будуть частково зруйновані. Нові ж рухові стратегії повинні бути вироблені з урахуванням нових умов роботи м'язів, що змінилися.

Висновки

1. Розроблена нами математична модель роботи м'язів тазового пояса при дисплазії кульшового суглоба відображає клінічні прояви диспластичного коксартрозу та дозволяє вивчати особливості роботи м'язів тазового пояса до та після ендопротезування диспластичного кульшового суглоба.

2. Зміна геометричних параметрів кульшового суглоба призводить до порушення функції м'язів тазового пояса та зменшує ефективність роботи абдукційного механізму. Найбільш значимий негативний вплив на роботу м'язів тазового пояса справляють геометричні зміни кульшового суглоба, які збільшують момент сили гравітації та зменшують момент сили м'язів-абдукторів (збільшення ШДК стегнової кістки, згинально-привідна контрактура, потовщення дна вертлюжної западини більше 5 мм, латералізація центра обертання головки стегнової кістки та збільшення ваги пацієнта).

3. Корекція зазначених параметрів при ендопротезуванні кульшового суглоба покращує біомеханічні умови роботи м'язів тазового пояса і підвищує ефективність абдукційного механізму.

4. Отримані результати показали, яким чином диспластичні зміни кульшового суглоба негативно впливають на роботу м'язів тазового пояса, та довели, що найважливішими факторами ефективної роботи абдукційного механізму є сила м'язів та вага пацієнта. І саме ці фактори справляють значний вплив на роботу м'язів тазового пояса щодо збереження горизонтальної рівноваги таза.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Flecher X. Evaluation of the hip center in total hip arthroplasty for old developmental dysplasia. *J. Arthroplasty*. 2008. Vol. 23. № 8. P. 1189-1196. DOI: 10.1016/j.arth.2007.10.008.
2. Ganz R., Leunig M. Morphological variations of residual hip dysplasia in the adult. *Hip Int*. 2008. Vol. 17. Suppl. 5. P. 22-28. Doi: 10.1177/112070000701705S04.
3. Emrah Kovalak, Hanife Özdemir, Cenk Ermutlu, Abdullah Obut. Assessment of hip abductors by MRI after total hip arthroplasty and effect of fatty atrophy on functional outcome. *Acta Orthop. Traumatol. Turc*. 2018 May. 52(3). P. 196-200. doi: 10.1016/j.aott.2017.10.005.
4. Yang S., Cui Q. Total hip arthroplasty in developmental dysplasia of the hip: Review of anatomy, techniques and outcomes. *World J. Orthop*. 2012. Vol. 3. № 5. P. 42-48. DOI: 10.5312/wjo.v3.i5.42.
5. Meyer C.A.G., Wesseling M., Corten K., Nieuwenhuys A., Monari D., Simon J.-P., Jonkers I., Desloovere K. Hip movement pathomechanics of patients with hip osteoarthritis aim at reducing hip joint loading on the osteoarthritic side. *Gait Posture*. 2018 Jan. 59. P. 11-17. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.020.
6. Levin S., de Solórzano S.L., Scarr G. The significance of closed kinematic chains to biological movement and dynamic stability. *J. Bodyw. Mov. Ther*. 2017. Vol. 21. № 3. P. 664-672. DOI: 10.1016/j.jbmt.2017.03.012.
7. Тяжелов А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий П.В. Моделирование работы мышц тазового пояса после эндопротезирования тазобе-

дренного сустава при различной величине общего бедренного офсета. Травма. 2017. Т. 18. № 6. С. 133-141. DOI: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191.

8. Crowe J.F., Mani V.J., Ranawat S. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1979. 61(1). P. 15-23. PMID: 365863.

9. Carhart M.R. *Biomechanical Analysis of Compensatory Stepping: Implications for Paraplegics Standing Via FNS*, PhD. Dissertation, Arizona State University, 2000.

10. Тяжелов А.А., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Ф.В. Особенности работы абдукционного тазобедренного сустава. *Мир медицины и биологии.* 2020. № 3(73). С. 134-139. DOI: 10.26724/2079-8334-2020-3-73-134-139.

11. Ong K.L., Manley M.T., Nevelos J., Greene K. Review: biomechanical issues in total hip replacement. *Surg. Technol. Int.* 2012. Dec. 22. P. 222-8. PMID: 23023572.

12. Takabayashi I.T., Kubo E.M. Evaluation of factors that affect hip moment impulse during gait: A systematic review. *Gait Posture.* 2018 Mar. 61. P. 488-492. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.02.017.

13. Tsai T., Dimitriou D., Li G., Kwon Y. Does total hip arthroplasty restore native hip anatomy? Three-dimensional reconstruction analysis. *International Orthopaedics.* 2014. 38(8). P. 1577-1583. doi: 10.1007/s00264-014-2401-3.

Отримано/Received 06.01.2022

Рецензовано/Revised 17.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 20.01.2022 ■

Information about authors

Olexiy Tyazhelov, MD, PhD, Professor, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: alzhar3001@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-0534-0528>.

M. Karpinsky, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

Denis Yurchenko, Assistant at the Department of traumatology, orthopaedics and military surgery, Donetsk National Medical University, Lyman, Donetsk region, 84404, Ukraine; e-mail: xnuvijak@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-6187-5711>.

Olena Karpinska, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>.

Larysa Goncharova, Department of traumatology, orthopaedics and military surgery, Donetsk National Medical University, Lyman, Donetsk region, 84404, Ukraine.

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of their manuscript.

A.A. Tyazhelov¹, M.Yu. Karpinsky¹, D.A. Yurchenko², O.D. Karpinska¹, L.E. Goncharova²

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

²Donetsk National Medical University, Lyman, Donetsk Region, Ukraine

Mathematical modeling as a tool for studying pelvic girdle muscle function in dysplastic coxarthrosis

Abstract. Background. Dysplastic coxarthrosis in adult patients is characterized by changes in geometric parameters, proximal femur, acetabulum and their ratios. When changing the geometric parameters of the hip joint, the angles of muscles attachment and their moment arms change too, which determines the peculiarities of the pelvic girdle muscle functioning. The purpose of the work: substantiation and construction of a mathematical model of pelvic girdle muscles in dysplastic coxarthrosis. **Materials and methods.** The basic physical model of the pelvis and lower extremity was created to simulate the work of pelvic girdle muscles in dysplastic coxarthrosis. A change in the hip joint parameters was performed according to the data of previous radiography of 49 hip joints of adult patients with dysplastic coxarthrosis. For each of the muscles, the parameters of its work and its contribution into maintaining the horizontal balance of the pelvis were determined, the equation of a balance of moment arms of pelvic girdle muscles was compiled and the work of all pelvic girdle muscles specified in the model was analyzed. **Results.** Each of the muscles that ensure the horizontal balance of the pelvis, normally (at a patient's weight of 80 kg) develops an effort that is about half of its maximum possible strength, i.e. all muscles work with at least twice the margin of safety. Increasing the patient's weight by 20–25 % (up to 100 kg or more) significantly impairs muscle performance. They are forced to use more than 70–80 % of their absolute strength, which dramatically reduces their endurance and efficiency. In mild dysplasia (Crowe type 1), each of the analyzed muscles develops effort that is only a third less than

its absolute values. Increasing the patient's weight by 20 % requires almost maximum efforts from all muscles. And further weight gain requires efforts that exceed the capabilities of the muscle. In severe hip dysplasia (Crowe type 3), the muscles are unable to cope with maintaining the horizontal balance of the pelvis. Patients will be forced to use additional support or adaptive mechanisms to facilitate movement. **Conclusions.** The mathematical model of pelvic girdle muscle in hip dysplasia developed by us reflects the clinical manifestations of dysplastic coxarthrosis and allows studying the peculiarities of pelvic girdle muscle function before and after arthroplasty of a dysplastic hip. Changing the geometric parameters of the hip joint leads to dysfunction of the pelvic girdle muscles and reduces the efficiency of the abduction mechanism. Geometric changes in the hip joint have the most significant negative impact on the work of the pelvic girdle muscles that increase the moment arm of gravity and reduce the moment arm of the abductor muscles. Correction of these parameters in hip arthroplasty improves the biomechanical conditions of the pelvic girdle muscles and increases the efficiency of the abduction mechanism. The results showed how dysplastic changes in the hip joint negatively affect the work of the pelvic girdle muscles, proved that the most important factors in the effective operation of the abduction mechanism are muscle strength and weight of the patient. And it is these factors that have a critical impact on the work of the pelvic girdle muscles in terms of maintaining the horizontal balance of the pelvis.

Keywords: dysplastic coxarthrosis; pelvic girdle muscles; hip joint