

Фіщенко В.О.<sup>1</sup>, Браніцький О.Ю.<sup>1</sup>, Гоцул О.В.<sup>1</sup>, Карпінська О.Д.<sup>2</sup><sup>1</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, м. Вінниця, Україна<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Київ, Україна

## Математичне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба

**Резюме.** Вступ. Різні варіанти остеоартрозів кульшового суглоба (коксартроз) відіграють ключову роль у зниженні рухової активності. Основною скаргою при коксартрозі є біль, характер, інтенсивність, тривалість та локалізація якого залежать від стадії дистрофічного процесу. **Мета роботи:** провести математичне моделювання для оцінки сили м'язів нижньої кінцівки, необхідної для здійснення нормального кроку, при контрактурі кульшового суглоба, яка розвивається при III стадії коксартрозу. **Матеріали та методи.** Моделювання ходьби проводили в програмній системі OpenSim. Як базова модель була взята модель gait2394. В базовій моделі була змодельована комбінована контрактура кульшового суглоба шляхом обмеження рухів у різних площинах: флексія — 0/20/70°, ротація — 1/0/1°, абдукція — 5/0/15°. Наведені порівняння сили м'язів нижніх кінцівок при ходьбі нормалізованої моделі й моделі з контрактурою. **Результати.** При ходьбі м'язи виконують переважно згинально-розгинальні рухи, амплітуда яких не перевищує 50–60° при мінімальному приведенні/відведенні. При розвинених контрактурах кульшового суглоба на ходьбу повинна більше впливати недостатність м'язів, відповідних за згинання та розгинання нижньої кінцівки. Аналізували роботу м'язів за зонами їх розташування — задня та передня поверхня стегна, медіальні м'язи стегна та сідничні. М'язи задньої поверхні стегна для виконання нормального кроку повинні розвивати силу на 30 % більшу, ніж при нормальному функціонуванні суглоба, м'язи передньої поверхні стегна працюють із перевищенням сили на 30 %. Збільшується мінімальне зусилля м'язів від 10 до 15 %, тобто не відбувається повної релаксації м'язів і вони перебувають у постійно напруженому стані. Більш напружені м'язи задньої поверхні стегна — *m. biceps femoris short head* (на 53 %) та *m. semitendinosus* (на 100 %) у момент відриву п'ятки та передньої поверхні стегна — *rectus femoris* (83,16 %) при переносі стопи. *M. semitendinosus* не має періоду розслаблення, тобто мінімальне зусилля перевищує норму на 70 %. **Висновки.** Контрактура кульшового суглоба призводить до зміни анатомічних співвідношень суглоба, що призводить до значного порушення роботи м'язів. За даними, отриманими при моделюванні комбінованої контрактури кульшового суглоба, було доведено, що страждають не тільки м'язи стегна, а й м'язи всієї нижньої кінцівки. Більше за все страждають м'язи, відповідні за згинання стегна при переносі стопи, — це м'язи передньої та задньої поверхні стегна, і порушення в їх роботі призводить до зміни функціонування м'язів навколо колінного суглоба і нижче — навколо надп'яtkово-гомількового суглоба та стопи. Вкорочення кінцівки через згинальну контрактуру призводить до значного перенапруження м'язів сідничної групи, відповідних за підтримку рівноваги. Отже, контрактура кульшового суглоба впливає на роботу м'язів всієї нижньої кінцівки.

**Ключові слова:** контрактура кульшового суглоба; ходьба; коксартроз

### Вступ

Коксартроз, ревматоїдний артрит, остеонекроз головки стегнової кістки є найбільш поширеними формами захворювання кульшового суглоба. Ці захворювання можуть розглядатися як клінічний симптомокомплекс, що виникає на фоні ураження суглобового хряща та субхондральної кістки головки стегнової кістки та вертлюжної западини. Маючи різні етіологічні та па-

тогенетичні основи, всі ці захворювання проявляються больовим синдромом та обмеженням амплітуди рухів в ураженому суглобі, що призводить до стійкого порушення статико-динамічної функції ураженої кінцівки і, як наслідок, до зниження якості життя [8].

Різні варіанти остеоартрозів кульшового суглоба (коксартроз) відіграють ключову роль у зниженні рухової активності населення. Хоча остеоартроз вва-

жають віковою проблемою, за статистикою після 40 років такий діагноз встановлюють одному з 10, після 60 років — одному з трьох пацієнтів, а у віці після 70 років коксартроз виявляють у 80 % випадків [4–6]. Основною скаргою при коксартрозі є біль, характер, інтенсивність, тривалість та локалізація якого залежать від стадії дистрофічного процесу. Розглянемо біомеханічні зміни у функціонуванні кульшового суглоба при різних стадіях захворювання.

При I стадії коксартрозу біль виникає тільки при тривалому навантаженні і минає після відпочинку, амплітуда рухів та сила м'язів не змінюються, ходьба не порушується.

При II стадії біль має більш інтенсивний характер, виникає в спокої. Після тривалої ходьби виникає кульгавість. Відмічають перші порушення функції суглоба: по-перше, обмежується внутрішня ротація та відведення стегна, тобто формується згинально-привідна контрактура. Знижується сила м'язів, відповідальних за відведення та розгинання стегна, відмічають їх гіпотонію та гіпотрофію.

При III стадії болі мають постійний характер. При ходьбі хворі вимушені користуватися тростиною. Відмічаються різке обмеження всіх рухів у суглобі (згинально-привідна контрактура), гіпотрофія сідничних м'язів, м'язів стегна та гомілки. Згинально-привідна контрактура викликає збільшення нахилу таза та поперекового лордозу. Нахил таза у фронтальній площині, пов'язаний зі слабкістю відвідних м'язів стегна, призводить до функціонального скорочення кінцівки на боці ураження. Хворий вимушений наступати на пальці стопи, щоб дістатися опори, та нахилити тулуб в уражений бік при ходьбі для компенсації нахилу таза та вкорочення кінцівки. Такий механізм компенсації призводить до переміщення центра ваги й перевантаження суглоба [10].

Біомеханічні зміни в суглобі та загалом всього опорно-рухового апарату людини описані багатьма авторами в медичних довідниках, але в численних джерелах ми не виявили особливостей зміни м'язової сили з розвитком контрактур та вплив контрактур на параметри ходьби.

**Мета роботи:** провести математичне моделювання для оцінки сили м'язів нижньої кінцівки, необхідної для здійснення нормального кроку, при контрактурі кульшового суглоба, яка розвивається при III стадії коксартрозу.

## Матеріали та методи

Моделювання ходьби проводили в програмній системі OpenSim із відкритим кодом для біомеханічного моделювання та аналізу. Система надає широкодоступні інструменти для проведення досліджень біомеханіки й науки про рух. Програмне забезпечення дозволяє виконати аналіз моделювання ходьби в динаміці [2].

Як базова модель для аналізу роботи м'язів була взята модель gait2394. Це 3D-комп'ютерна модель із 23 ступенями вільності в системі скелетно-м'язової сис-

теми людини. Модель gait2392 має 76 м'язів нижніх кінцівок та тулуба. Немасштабована версія моделі становить собою об'єкт зросту 1,8 м і має масу 75,16 кг [1, 2, 9]. В базовій моделі була змодельована комбінована контрактура кульшового суглоба шляхом обмеження рухів у різних площинах: флексія — 0/20/70°, ротація — 1/0/1°, абдукція — 5/0/15°. Наведені порівняння сили м'язів нижніх кінцівок при ходьбі нормалізованої моделі й моделі з контрактурою.

## Результати та обговорення

Через те, що кульшовий суглоб є кулеподібним та чашоподібним, в ньому можливі рухи щодо сагітальної осі — приведення та відведення, фронтальної — згинання та розгинання та вертикальної — внутрішня та зовнішня ротація. При захворюваннях суглоба в ньому можуть розвиватися контрактури з різним ступенем обмеження рухів у різних площинах. Привідні контрактури формуються під дією привідних м'язів стегна (adductors): *m. add. brevis*, *m. add. longus*, *m. add. magnus*, *gracilis*, *pectineus*. Згинальні контрактури стегон виникають через натягування *m. iliopsoas*, *m. add. longus* та *m. add. brevis*, *m. pectineus* та *m. rectus femoris*. Найбільший вплив на розвиток згинальних контрактур мають *m. psoas* та *m. add. longus*. Зовнішню ротацію здійснюють *m. iliopsoas*, група аддукторів, *m. sartorius* та задні пучки *m. gluteus medius*, серед яких найбільший внесок роблять *m. iliopsoas* та аддуктори. За внутрішню ротацію відповідна передня порція *m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus*, *m. tensor fasciae latae* [7, 11].

При ходьбі м'язи виконують переважно згинально-розгинальні рухи, амплітуда яких не перевищує 50–60° при мінімальному приведенні/відведенні. Отже, на перший погляд при розвинених контрактурах кульшового суглоба на ходьбу повинна більше впливати недостатність м'язів, відповідних за згинання та розгинання нижньої кінцівки.

Розглянемо функцію тазового поясу та стегна, відповідних за функцію ходьби. Для узагальнення наших спостережень розгляд проводимо за зонами розташування м'язів, а саме м'язів задньої та передньої поверхні стегна, медіальних м'язів стегна та сідничних м'язів (табл. 1).

М'язи задньої поверхні стегна представлені трьома основними м'язами:

- двоголовий м'яз стегна (*m. biceps femoris*) розгинає кінцівку в стегновому суглобі та ротує її назовні, крім того, цей м'яз є сильним згиначем колінного суглоба;

- напівсухожилковий м'яз (*m. semitendinosus*) та напівперетинчастий м'яз (*m. semimembranosus*) при ходьбі разом з іншими м'язами сіднично-гомількової групи викликають розгинання опорної кінцівки в стегновому суглобі, генеруючи товчок. У нозі, що переноситься, ці м'язи забезпечують згинання колінного суглоба.

Моделювання комбінованої контрактури показало, що м'язи задньої поверхні стегна для виконання

Таблиця 1. Максимальні і мінімальні зусилля м'язів, відповідних за розвиток контрактур кульшового суглоба при виконанні кроку

Група м'язів	М'язи	Норма		Контрактури кульшового суглоба			
		max	min	max	%	min	%
Сідничні м'язи	m. gluteus medius	500,28	53,32	500,65	0,08	70,17	31,60
		240,59	27,68	244,27	1,53	27,29	-1,41
		329,32	23,12	347,19	5,43	15,25	-34,04
	m. gluteus minimus	130,24	9,09	137,25	5,39	11,73	29,15
		117,53	9,88	134,36	14,32	12,45	26,07
		96,39	8,72	97,30	0,95	8,51	-2,43
	m. gluteus maximus	96,76	4,18	86,60	-10,50	4,22	1,00
		194,69	5,70	177,44	-8,86	5,73	0,50
		105,21	2,21	130,59	24,12	2,18	-1,66
	m. tensor fasciae latae	93,77	13,59	111,30	18,69	14,19	4,46
m. piriformis	189,30	5,60	157,19	-16,96	6,21	10,87	
<i>Усього</i>	<i>2094,08</i>	<i>163,08</i>	<i>2124,15</i>	<i>1,44</i>	<i>177,93</i>	<i>9,10</i>	
Задня поверхня стегна	m. biceps femoris long head	304,61	8,59	315,31	3,51	8,99	4,63
	m. biceps femoris short head	422,49	32,43	645,36	52,75	36,95	13,95
	m. semimembranosus	419,10	19,23	431,70	3,01	17,57	-8,61
	m. semitendinosus	79,90	8,61	159,92	100,16	14,69	70,50
	<i>Усього</i>	<i>1226,10</i>	<i>68,86</i>	<i>1552,29</i>	<i>26,60</i>	<i>78,20</i>	<i>13,56</i>
Передня по- верхня стегна	m. rectus femoris	256,51	37,30	469,82	83,16	37,20	-0,27
	m. vastus medialis	149,94	8,97	159,10	6,11	11,36	26,60
	m. vastus intermedius	174,41	9,52	184,53	5,81	12,10	27,12
	m. vastus lateralis	304,51	15,50	313,34	2,90	19,07	23,01
	<i>Усього</i>	<i>885,36</i>	<i>71,29</i>	<i>1126,79</i>	<i>27,27</i>	<i>79,73</i>	<i>11,83</i>
Медіальна група м'язів	m. pectineus	19,61	3,72	20,48	4,39	5,18	39,44
	m. gracilis	17,10	2,96	19,79	15,76	3,03	2,44
	m. adductor longus	195,17	14,96	301,76	54,62	22,21	48,48
	m. adductor brevis	99,96	6,17	147,08	47,14	10,88	76,26
		57,53	2,90	74,00	28,64	3,16	8,88
		48,19	2,51	67,35	39,74	3,81	51,46
	140,80	4,46	141,39	0,42	8,39	88,19	
<i>Усього</i>	<i>578,36</i>	<i>37,68</i>	<i>771,84</i>	<i>33,45</i>	<i>56,66</i>	<i>50,37</i>	
М'язи гомілки та стопи	m. soleus	1437,93	10,28	2059,80	43,25	13,42	30,58
	m. tibialis anterior	725,30	63,70	813,19	12,12	91,79	44,10
	m. flexor hallucis longus	145,13	2,89	215,02	48,16	3,06	5,59
	m. flexor digitorum longus	109,61	2,07	196,42	79,20	3,58	73,29
	m. tibialis posterior	975,33	51,97	1136,29	16,50	69,69	34,10
	m. peroneus	1073,41	42,31	1076,69	0,31	129,62	206,34
	<i>Усього</i>	<i>4466,71</i>	<i>173,22</i>	<i>5497,41</i>	<i>199,23</i>	<i>311,16</i>	<i>394</i>

нормального кроку повинні розвивати силу на 30 % більшу, ніж при нормальному функціонуванні суглоба.

М'язи передньої поверхні стегна повинні працювати зі зменшеним навантаженням на згинання стегна через те, що існує первинне згинання, але при розгинанні, тобто для опори та відведення ноги, при ходьбі цим м'язам необхідно розвинути додаткове зусилля.

Передня поверхня стегна представлена чотириголовим м'язом (*m. quadriceps femoris*) — найсильнішим м'язом людини, який складається з прямого м'яза стегна (*m. rectus femoris*), внутрішнього широкого м'яза (*m. vastus medialis*), зовнішнього широкого м'яза (*m. vastus lateralis*) та середнього широкого м'яза (*m. vastus intermedius*). Прямий м'яз стегна згинає стегно та розгинає гомілку при переносі кінцівки вперед і є основним згиначем при ходьбі. Скорочення цього м'яза визначають частоту та довжину кроків. Інші складові чотириголового м'яза виконують переважно розгинання гомілки й утримання надколінка.

Розраховане на моделі зусилля м'язів передньої поверхні стегна для здійснення нормального кроку при згинальній контрактурі перевищує норму на 30 %. При цьому треба відмітити, що збільшується мінімальне зусилля м'язів від 10 до 15 %, тобто не відбувається повної релаксації м'язів і вони перебувають у постійно напруженому стані.

Найбільш підлягають перенапруженню м'язи задньої поверхні стегна — *m. biceps femoris long head* (на 53 %) та *m. semitendinosus* (на 100 %) у момент відриву п'ятки та передньої поверхні стегна — *m. rectus femoris* (83,16 %) при переносі стопи. *M. semitendinosus* не має періоду розслаблення, тобто мінімальне зусилля перевищує норму на 70 %.

За приведення (абдукцію) стегна відповідні переважно м'язи медіальної групи, до якої належать: гребінчастий м'яз (*m. rectus femoris*), що виконує згинання ноги в стегновому суглобі, одночасно приводячи її та ротуючи назовні; тонкий м'яз (*m. gracilis*), що відповідає за приведення відведеної кінцівки та бере участь у згинанні коліна; довгий привідний м'яз (*m. adductor longus*), що приводить стегно та ротує його назовні, згинає стегно; короткий привідний м'яз (*m. adductor brevis*), що також приводить стегно та ротує його назовні, бере участь у згинанні стегна; великий привідний м'яз (*m. adductor magnus*), що приводить стегно, ротує його назовні та бере участь у розгинанні стегна.

При згинальній контрактурі м'язи медіальної групи, які в спокої розслаблені, при ходьбі повинні не тільки відвести кінцівку в анатомічно нормальну позицію, а й для підтримки рівноваги додатково відвести її латерально. За даними, розрахованими моделюванням, установлено, що привідні м'язи знаходяться в постійному напруженні, причому мінімальний рівень зусиль зростає на 50 % порівняно з нормою.

За відведення (абдукцію) стегна відповідні переважно сідничні м'язи: середній сідничний (*m. gluteus*

*medius*) та малий сідничний (*m. gluteus minimus*) м'язи відіграють головну роль у стабілізації таза в поперековому напрямку при ходьбі, чим забезпечують підтримку рівноваги, крім того, виконують абдукцію стегна. М'яз, що напружує широку фасцію стегна (*m. tensor fasciae latae*) — міцний абдуктор стегна при вертикальному стоянні, але при ходьбі відведення задіяне мало, більше цей м'яз відповідає за стабілізацію таза.

Основна роль великого сідничного м'яза (*m. gluteus maximus*) полягає в приведенні стегна, і тільки верхні його волокна беруть участь у його відведенні. Грушо-подібний м'яз (*m. piriformis*) відповідає за зовнішню ротацію стегна та його відведення при згинанні і при ходьбі мало задіяний.

При комбінованій контрактурі стегна для здійснення функції ходьби м'язи сідничної групи починають працювати зовсім інакше, ніж при нормальному стані кульшового суглоба, а саме відмічаються перенапруження *m. gluteus medius* та *m. gluteus minimus* для стабілізації таза на 30 %, тобто не відбувається розслаблення м'яза в період їх мінімальної роботи, та надмірне напруження *m. tensor fasciae latae* в період максимального навантаження, що припадає на перенос стопи.

Моделювання комбінованої контрактури показало, що м'язи стегна для виконання кроку повинні розвивати більшу силу, ніж при нормальних анатомічних співвідношеннях у кульшовому суглобі. З урахуванням того, що м'язи передньої (*m. rectus femoris*) та задньої (*m. semitendinosus*) поверхонь стегна відповідають за згинання/розгинання колінного суглоба, взаємодіючи при контрактурі кульшового суглоба з порушенням нормальної біомеханіки, вони, відповідно, змінюють функцію колінного суглоба. Надмірне напруження *m. semitendinosus* може викликати контрактуру колінного суглоба, що призводить до порушення роботи м'язів гомілки і, як наслідок, їх перенапруження, що і показало моделювання. Моделювання виявило значне збільшення зусиль м'язів гомілки — *m. soleus* та *m. tibialis anterior* (до 45 %); надп'яtkово-гомілкового суглоба — *m. flexor hallucis longus* (50 %), стопи — *m. flexor digitorum longus* (80 %) та *m. peroneus* (більше ніж на 200 %).

## Висновки

Контрактура кульшового суглоба призводить до зміни анатомічних співвідношень суглоба, що призводить до значного порушення роботи м'язів. За даними, отриманими при моделюванні комбінованої контрактури кульшового суглоба, було доведено, що страждають не тільки м'язи стегна, а й м'язи всієї нижньої кінцівки. Понад усе страждають м'язи, відповідні за згинання стегна при переносі стопи — це м'язи передньої та задньої поверхонь стегна, і порушення в їх роботі призводить до зміни функціонування м'язів навколо колінного суглоба і нижче — навколо надп'яtkово-гомілкового суглоба та стопи. Вкорочення кінцівки через згинальну контрактуру призводить

до значного перенапруження м'язів сідничної групи, відповідних за підтримку рівноваги. Отже, контрактура кульшового суглоба впливає на роботу м'язів всієї нижньої кінцівки.

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

## Список літератури

1. Carhart M.R. *Biomechanical Analysis of Compensatory Stepping: Implications for Paraplegics Standing Via FNS* (Ph.D. Dissertation). Arizona State University, 2000.
2. Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. *OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007. 54(11).
3. *Simulations of Movement*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 54(11).
4. Dunlop D.D., Manheim L.M., Song J. and Chang R.W. *Arthritis prevalence and activity limitations in older adults*. *Arthritis Rheum*. 2001. 44. 212-221.
5. Felson D. et al. 'Osteoarthritis: New Insights. Part I: The Disease and Its Risk Factors' *Ann. Intern. Med.* 2000. 133. 635-646.

6. Guccione A.A., Felson D.T., Anderson J.J., Anthony J.M., Zhang Y., Wilson P.W. et al. *The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study*. *Am. J. Public Health*. 1994. 84. 351358.

7. Ikeda A.J. *Quantification of cocontraction in spastic cerebral palsy*. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 1998. 38(8). 497-504.

8. NCCCC — National Collaborating Centre for Chronic Conditions. *Osteoarthritis: national clinical guideline for care and management in adults*. London: Royal College of Physicians, 2008. Accessed at [www.nice.org](http://www.nice.org).

9. Thelen D.G. *Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults*. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*. 2003. 125(1). 70-77.

10. Большая медицинская энциклопедия. Под ред. Б.В. Петровского. Изд. третье, онлайн-версия. <https://бмэ.орг/index.php>

11. Данилов А.А., Мартынюк В.Ю., Джихад Абдель Бари, Рыбальченко В.Ф. *Перспективы применения операции на периферических нервах при лечении контрактур нижних конечностей у больных церебральным параличом*. *Зб. наук. пр. співробітників КМАПО ім. Шупика*. 2001. 10(1). 220-226.

Отримано/Received 30.06.2019

Рецензовано/Revised 08.07.2019

Прийнято до друку/Accepted 20.07.2019 ■

Фищенко В.А.<sup>1</sup>, Браницкий А.Ю.<sup>1</sup>, Гоцул А.В.<sup>1</sup>, Карпинская Е.Д.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Винницкий национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова, г. Винница, Украина

<sup>2</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», г. Киев, Украина

## Математическое моделирование ходьбы человека при комбинированной контрактуре тазобедренного сустава

**Резюме. Введение.** Различные варианты остеоартрозов тазобедренного сустава (кокситрозов) играют ключевую роль в снижении двигательной активности. Основной жалобой при кокситрозе является боль, характер, интенсивность, продолжительность и локализация которой зависят от стадии дистрофического процесса. **Цель работы:** провести математическое моделирование для оценки силы мышц нижней конечности, необходимой для осуществления нормального шага, при контрактуре тазобедренного сустава, которая развивается при III стадии кокситроза. **Материалы и методы.** Моделирование ходьбы проводили в программной системе OpenSim. В качестве базовой модели была взята модель gait2394. В базовой модели была смоделирована комбинированная контрактура тазобедренного сустава путем ограничения движений в разных плоскостях: флексия — 0/20/70°, ротация — 1/0/1°, абдукция — 5/0/15°. Приведены сравнения силы мышц нижних конечностей при ходьбе нормальной модели и модели с контрактурой. **Результаты.** При ходьбе мышцы выполняют преимущественно сгибательно-разгибательные движения, амплитуда которых не превышает 50–60° при минимальном приведении/отведении. При сложных контрактурах тазобедренного сустава на ходьбу больше влияет недостаточность мышц, отвечающих за сгибание и разгибание нижней конечности. Анализировали работу мышц по зонам их расположения — задняя и передняя поверхность бедра, медиальные мышцы бедра и ягодичные. Мышцы задней поверхности бедра для выполнения нормального шага должны развивать силу на 30 % больше, чем при нормальном

функционировании сустава, мышцы передней поверхности бедра работают с превышением силы на 30 %. Увеличивается минимальное усилие мышц от 10 до 15 %, то есть не происходит полной релаксации мышц и они находятся в постоянном напряженном состоянии. Больше напряжены мышцы задней поверхности бедра — Viceps Femoris Short Head (на 53 %) и m. semitendinosus (на 100 %) в момент отрыва пятки и передней поверхности бедра — rectus femoris (83,16 %) при переносе стопы. M. semitendinosus не имеет периода расслабления, то есть минимальное усилие превышает норму на 70 %. **Выводы.** Контрактура тазобедренного сустава приводит к изменению анатомических соотношений сустава, что приводит к значительному нарушению работы мышц. По данным, полученным при моделировании комбинированной контрактуры тазобедренного сустава, было доказано, что страдают не только мышцы бедра, но и мышцы всей нижней конечности. Больше всего страдают мышцы, отвечающие за сгибание бедра при переносе стопы — это мышцы передней и задней поверхностей бедра, и нарушения в их работе ведут к изменению функционирования мышц вокруг коленного сустава и ниже — вокруг голеностопного сустава и стопы. Укорочение конечности через сгибательную контрактуру ведет к значительному перенапряжению мышц ягодичной группы, ответственных за поддержку равновесия. Таким образом, контрактура тазобедренного сустава влияет на работу мышц всей нижней конечности.

**Ключевые слова:** контрактура тазобедренного сустава; ходьба; кокситроз

V.A. Fishchenko<sup>1</sup>, A.Yu. Branitsky<sup>1</sup>, A.V. Gotsul<sup>1</sup>, E.D. Karpinskaya<sup>2</sup>

<sup>1</sup>National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

<sup>2</sup>State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

### Mathematical modeling of human walking under combined hip joint contracture

**Abstract. Background.** Different variants of osteoarthritis of the hip joint (coxarthrosis) play a key role in reducing motor activity. The main complaint with coxarthrosis is pain; its nature, intensity, duration and localization depend on the stage of the dystrophic process. The purpose was to perform mathematical modeling for assessing the strength of the lower limb muscles, necessary to take a normal step, with contracture of the hip joint, which develops in stage III coxarthrosis. **Materials and methods.** Walk simulation was performed using the OpenSim software system. The gait2394 model was taken as the basic one. In the basic model, a combined contracture of the hip joint was modeled by limiting movements in different planes: flexion — 0/20/70°, rotation — 1/0/1°, abduction — 5/0/15°. The strength of the lower extremity muscles is compared when a normal model is walking, as well as a model with contracture. **Results.** When walking, the muscles perform predominantly flexion and extension movements, the amplitude of which does not exceed 50–60° with minimal adduction/abduction. In advanced contractures of the hip joint, walking should be mostly affected by insufficiency of the muscles responsible for flexion and extension of the lower limb. The work of the muscles has been analyzed depending on the areas of their location — posterior and anterior surface of the thigh, medial and gluteal muscles of the thigh. To take a normal step, posterior muscles of the thigh should develop strength 30 % higher than that with normal functioning of the joint,

anterior muscles of the thigh work exceeding the strength by 30 %. The minimum effort of the muscles increases from 10 to 15 %, that is, there is no complete relaxation of the muscles and they are in a constant stress state. More tight muscles are: in the posterior thigh — short head of biceps femoris (by 53 %) and m.semitendinosus (by 100 %) when lifting the heel, and in the anterior surface of the thigh — rectus femoris (83.16 %) when moving the foot. M.semitendinosus does not have a period of relaxation, that is, the minimum effort exceeds the norm by 70 %. **Conclusions.** Contracture of the hip joint leads to a change in the anatomical relationships of the joint causing a significant disruption of the muscles. According to the data obtained by modeling the combined contracture of the hip joint, it was proved that not only hip muscles, but also the muscles of the entire lower limb are affected. The muscles responsible for hip flexion when moving the foot are the most affected ones — these are the muscles of the anterior and posterior surfaces of the thigh, and disturbances in their work lead to a change in the functioning of the muscles around the knee joint and below — around the ankle joint and the foot. Shortening the limb due to flexion contracture leads to a significant overtension of gluteal muscles, which are responsible for maintaining balance. The contracture of the hip joint affects the work of the muscles of the entire lower limb.

**Keywords:** contracture of the hip joint; walking; coxarthrosis