

УДК 616.748:616.728.2/.3-007.2-009.12]:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023155-60>

Моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в умовах згинально-привідної контрактури кульшового суглоба та згинальної — колінного

Ю. О. Безсмертний¹, О. Ю. Браніцький¹, О. А. Тяжелов², О. Д. Карпінська²

¹ НДІ реабілітації осіб з інвалідністю Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова, Україна

² ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

*Large joint damage often leads to inability to work and disability that requires long-term treatment. The development of osteoarthritis is accompanied by changes in the muscles and special rehabilitation measures are needed to restore their strength, symmetry of the load during standing and steps during walking. Objective. To determine the most vulnerable muscles of the lower extremities in the conditions of osteoarthritis of the hip and knee joints using a mathematical model. Methods. Three mathematical models were created in the OpenSim system. Model 1 (normal): extension/flexion — 10°/0°/45°; removal/adduction — 5°/0°/12°; rotation — 3°/0°/3°, foot turning — 5°. Model 2 with flexion-adduction contracture of the hip: flexion setup — 20°, adduction setting — 10°, foot turning — 10°, shortening of the femur by 2 cm. Model 3: flexion contracture of the knee joint — 0°/20°/50°. Results. With combined hip contracture, the isometric strength of the muscles decreases by almost 60 %. In the case of flexion contracture of the knee joint, the rectus femoris muscle is more stretched and requires 3.5 % more force to extend the knee. In the presence of adductor contracture of the hip joint, the thigh's thin muscle is in a contractile state, which reduces its strength by almost 90 %. In the case of knee contracture, this muscle is primarily in a stretched state, so more force is required to extend the knee — in our model, by 6 %. With changes in the lower extremity due to the development of hip contracture, the gastrocnemius muscle can lose up to 78 % of its strength, and the knee muscle — up to 5%. In conditions of knee joint contracture, the most vulnerable muscles are the pelvic stabilizer muscles (*m. tensor fasciae latae*) — a decrease in strength of up to 44.4 %, and the knee (*m. semimembranosus*) — up to 54.5 %. Conclusions. Contractures of the hip and knee joints lead to a loss of muscle strength of the lower limb, which negatively affects its functioning and recovery after arthroplasty. Key words. Knee joint, hip joint, contracture, muscle strength, mathematical modeling.*

*Ураження великих суглобів досить часто призводить до непрацездатності й інвалідності та потребує тривалого лікування. Розвиток остеоартрозу супроводжується змінами в м'язах і необхідні спеціальні реабілітаційні заходи для відновлення їхньої сили, симетричності навантаження під час стояння та кроків — під час ходьби. Мета. За допомогою математичної моделі визначити найуразливіші групи м'язів нижніх кінцівок у разі остеоартрозу кульшового та колінного суглобів. Методи. У системі OpenSim створено 3 математичні моделі. Модель 1 (норма): розгинання/згинання — 10°/0°/45°; відведення/приведення — 5°/0°/12°; ротація — 3°/0°/3°, вигін стопи — 5°. Модель 2 із згинально-привідною контрактурою кульшового суглоба: згинальна установка — 20°, установка приведення — 10°, вигін стопи — 10°, укорочення стегнової кістки 2 см. Модель 3: згинальна контрактура колінного суглоба — 0°/20°/50°. Результати. За комбінованої контрактури кульшового суглоба ізометрична сила м'язів знижується майже на 60 %. У разі згинальної контрактури колінного суглоба прямий м'яз стегна розтягнутий дужче та для розгинання коліна використовуватиме на 3,5 % більше зусиль. За наявності привідної контрактури кульшового суглоба тонкий м'яз стегна перебуває в контрактільному стані, що зменшує її силу практично до 90 %. У випадку контрактури колінного суглоба цей м'яз первинно знаходиться в розтягнутому стані, тому необхідна більша сила для розгинання коліна — в нашій моделі на 6 %. За змін у нижній кінцівці внаслідок розвитку контрактури кульшового суглоба кравецький м'яз може втратити до 78 % своєї сили, колінного — до 5 %. За умов контрактури колінного суглоба найбільш вразливі є м'язи-стабілізатори таза (*m. tensor fasciae latae*) — зменшення сили до 44,4 %, та коліна (*m. semimembranosus*) — до 54,5 %. Висновки. Контрактури кульшового та колінного суглобів призводять до втрати сили м'язів нижньої кінцівки, що негативно впливають на її функціонування та відновлення після ендопротезування.*

Ключові слова. Колінний суглоб, кульшовий суглоб, контрактура, сила м'язів, математичне моделювання

Вступ

Проблема остеоартрозу в останні роки набула великого медико-соціального значення, що зумовлено значною поширеністю захворювання, швидким розвитком функціональних порушень, зростанням показників тимчасової та стійкої втрати працездатності, різким зниженням якості життя пацієнтів. За умов ураження великих суглобів на ранніх стадіях захворювання рекомендують змінити спосіб життя, виконувати фізичні вправи, використовувати адаптивні пристрої, призначають медикаментозні препарати; на пізніх — необхідним є хірургічне лікування [1]. Незважаючи на наявні протоколи лікування остеоартрозу, більшість лікарів продовжують дотримуватись тактики очікування зі застосуванням консервативних методик. Це призводить до зростання кількості пацієнтів із тяжкими формами захворювання на пізніх стадіях, коли ефективність хірургічного лікування помітно знижується, а результати відновлення бувають незадовільними.

Тривалий перебіг остеоартрозу характеризується формуванням стійкого больового синдрому та контрактур (м'язові спазми), що спричинює рефлекторний перекос таза, викривлення хребта і збільшення асиметричності ходьби [2]. Спотворення біомеханічних параметрів великих суглобів проявляється в асиметрії вагових навантажень на стопи, прискоренні коливань загального центра ваги тіла, зменшенні довжини кроку, порушенні ритмічності ходьби [3]. У разі прогресування хвороби пацієнти вимушені використовувати допоміжні засоби опори — палицю, милиці. За цих умов кульгавість стає не просто поганою звичкою, а пристосувальною реакцією організму. Зі збільшенням тривалості захворювання та формуванням пристосувального візерунку тіла процес відновлення значно ускладнюється [4, 5]. Патогенетичною основою зазначених змін біомеханічних параметрів великих суглобів є розвиток вторинних змін у м'язах. Спочатку відбувається ізольоване зниження сили, витривалості та нормального функціонування певної групи м'язів у проекції ураженого суглоба з формуванням контрактури, згодом до патологічного процесу залучаються м'язи ураженої кінцівки, тулуба, шиї, плечового суглоба з порушенням біомеханіки руху. Отже, зміна біомеханіки нижніх кінцівок цілком впливає на функціонування всього тіла людини [6]. Відповідно, повернення до фізіологічно нормального стану не обмежується усуненням контрактур суглобів. Зміни в м'язах, особли-

во тривалі, потребують багато часу, спеціальних реабілітаційних заходів для відновлення їхньої сили, симетричності навантаження на стопи під час стояння та кроків — під час ходьби. При цьому слід розуміти, які м'язи є найуразливішими. Звичайно, у межах однієї публікації неможливо оцінити зміни, які відбуваються у м'язах усього тіла, тому зупинимось на аналізі роботи м'язів, відповідальних за роботу одночасно кульшового та колінного суглобів.

Мета: за допомогою математичної моделі визначити найбільш уразливі групи м'язів нижніх кінцівок за умов остеоартрозу кульшового та колінного суглобів.

Матеріал і методи

Параметри вивчали й оцінювали в програмі OpenSim 4.0 — системі з відкритим кодом для біомеханічного моделювання й аналізу. Програмний комплекс надає інструменти для проведення досліджень біомеханіки руху. OpenSim створено Центром біомедичних обчислень NIH у Стенфордському університеті, який надає провідні програмні й обчислювальні інструменти для фізико-орієнтованого моделювання та моделювання біологічних структур [7].

В основу моделювання покладено анатомічні зміни, які виникають у пацієнтів із тривалим перебігом дегенеративних захворювань кульшового та колінного суглобів. За базову взято модель gait2394. Це 3D-модель із 23 ступенями вільності в системі скелетно-м'язової системи людини. Модель gait2392 охоплює 76 м'язів нижніх кінцівок та тулуба [7] і є основою для моделювання будь-яких станів кістково-м'язової системи людини. Немасштабована версія моделі являє собою об'єкт зі зростом 1,8 м; масою тіла 75,16 кг.

У системі OpenSim [7] було створено 3 математичні моделі:

– Модель 1, норма: розгинання/згинання — $10^{\circ}/0^{\circ}/45^{\circ}$, відведення/приведення — $5^{\circ}/0^{\circ}/12^{\circ}$, ротація — $3^{\circ}/0^{\circ}/3^{\circ}$, вигін стопи — 5° .

– Модель 2, зі згинально-привідною контрактурою кульшового суглоба: розгинання/згинання — $0^{\circ}/20^{\circ}/45^{\circ}$ (згинальна установка 20°), відведення/приведення — $0^{\circ}/10^{\circ}/15^{\circ}$ (установка приведення 10°), вигін стопи — 10° , укорочення стегнової кістки — 2 см.

– Модель 3: згинальна контрактура колінного суглоба — $0^{\circ}/20^{\circ}/50^{\circ}$.

Моделі 2 та 3 імітують тяжкий стан кульшового та колінного суглобів. Вивчали зміни в м'язах правої нижньої кінцівки; оцінювали, яка максимальна

величина їхньої сили має бути в момент виконання кроку. Фіксували максимальне значення сили без урахування фази кроку. Переважно пік найбільшого напруження м'язів припадає на фазу максимального розгинання стегна та відриву пальців стопи від опори. Оцінювали зміни сили м'язів у відсотках від норми (модель 1) [8]. Анатомія та функціонування м'язів взяті зі спеціалізованої бази знань «Physiopedia».

Результати та їх обговорення

До м'язів, які відповідають одночасно за рухомість кульшового та колінного суглобів, відносять: *mm. rectus femoris, gracilis, sartorius, tensor fasciae latae, semimembranosus, semitendinosus, biceps femoris-long head*. Розглянемо їхню роботу.

Прямий м'яз стегна (*m. rectus femoris*) є складовою частиною чотириголового та перетинає кульшовий і колінний суглоби. Отже, він розгинає коліно, а також допомагає клубово-поперечковому м'язу (*m. iliacus*) згинати стегно. За результатами розрахунків (таблиця) визначено, що за комплексної контрактури кульшового суглоба (привідна та згинальна одночасно) ізометрична сила прямого м'яза стегна знижується майже на 60 %. Це пов'язано з тим, що за наявності згинальної контрактури м'яз перебуває в контрактильному стані, тобто стає коротшим, і для виконання необхідної роботи для згинання стегна використовує більше зусиль. Навпаки, за наявності згинальної контрактури колінного суглоба прямий м'яз стегна розтягнутий більше та для виконання розгинання коліна застосовуватиме на 3,5 % більше зусиль, що пов'язано з обмеженням кута розгинання (робота з подолання контрактури).

Тонкий м'яз (*m. gracilis*) належить до групи медіальних м'язів стегна. Він прикріплюється до великогомілкової кістки та згинає колінний суглоб, приводить стегно й обертає досередини великогомілкову кістку відносно стегнової. Отже, за наявності привідної контрактури кульшового суглоба тонкий м'яз перебуває в контрактильному стані, що зменшує його силу майже до 90 %. Під час приведення стегна м'язові не потрібно виконувати цю роботу через наявність саме привідної контрактури. Але в разі наявності контрактури колінного суглоба м'яз первинно знаходиться в розтягнутому стані, тому необхідна більша сила для розгинання коліна — в нашій моделі на 6 %.

Кравецький м'яз (*m. sartorius*) — тонкий, довгий, поверхневий м'яз у передній частині стегна. Він проходить по всій довжині стегна через кульшовий і колінний суглоби та є найдовшим м'язом тіла людини. У кульшовому суглобі згинає, відводить і повертає стегно вбік, у колінному — згинає ногу, а коли коліно зігнуте, обертає її досередини. Цей м'яз відіграє важливу роль у стабілізації таза. За змін у нижній кінцівці внаслідок розвитку контрактури кульшового суглоба, кравецький м'яз може втратити до 78 % сили, а колінного — до 5 %. Це пов'язано з тим, що в разі формування згинальних контрактур у кульшовому або колінному суглобах м'яз змінює вектор своєї дії та переходить у контрактильний стан, тобто зменшує свою довжину порівняно з фізіологічною нормою.

Натягувач широкої фасції стегна (*m. tensor fasciae latae* — TFL), не зважаючи на невеликий розмір, працює з кількома групами м'язів: середнім і малим сідничними м'язами — для обертання всередину та відведення стегна; прямим м'язом стегна — для згинання стегна.

Таблиця

Ізометрична сила м'язів нижньої кінцівки за умов контрактур кульшового та колінного суглобів

М'яз	Функція	Максимальна ізометрична сила (Н)				
		модель 1	модель 2 (кульшовий суглоб)		модель 3 (колінний суглоб)	
			сила	%	сила	%
<i>M. rectus femoris</i>	Згинання кульшового суглоба, розгинання колінного	1169,00	469,82	-59,81	1210,13	3,52
<i>M. gracilis</i>	Згинання та приведення кульшового суглоба, розгинання колінного	162,00	19,79	-87,78	171,69	5,98
<i>M. sartorius</i>		156,00	34,39	-77,96	149,16	-4,38
<i>M. tensor fasciae latae</i>	Згинання, приведення та внутрішня ротація кульшового суглоба	233,00	111,30	-52,23	129,56	-44,40
<i>M. semimembranosus</i>	Розгинання та приведення кульшового суглоба, розгинання колінного	1288,00	431,70	-66,48	586,49	-54,46
<i>M. semitendinosus</i>		410,00	159,92	-60,99	541,23	32,01
<i>M. biceps femoris-long head</i>		896,00	315,31	-64,81	799,56	-10,76

TFL є додатковим згиначем коліна, коли воно зігнуте більш ніж на 30°; стабілізує коліно разом із великогомілковою кісткою, коли воно знаходиться в положенні повного розгинання. Ще одна важлива функція м'яза — запобігання опущення таза з боку ноги, яку переносять. Отже, порушення в роботі цього м'яза призводять до дисбалансу низки функцій кінцівки. За результатами моделювання, у разі контрактур кульшового та колінного суглобів TFL втрачає силу майже на 50 %. Це можна пояснити тим, що за згинальних контрактур обох суглобів м'яз набуває скорочення — контрактильності, і для забезпечення підтримки такого анталогічного положення йому потрібно менше енергії.

Півперетинчастий (m. semimembranosus) та півсухожилковий (m. semitendinosus) м'язи належать до групи підколінкових сухожилків. Основна їх функція — розгинання стегна та згинання колінного суглоба. Значну роль вони відіграють також у стабілізації колінного суглоба під час стояння та згинання коліна. Півперетинчастий м'яз за умов згинальних контрактур кульшового та колінного суглобів втрачає силу (близько 65 %) через своє більш задньомедіальне розташування, унаслідок чого зменшується напруження м'яза через скорочення відстані між точками кріплення. Півсухожилковий м'яз за контрактур кульшового суглоба втрачає силу (зокрема, привідної — до 60 % від норми), а за контрактур колінного — навпаки, відбувається збільшення його сили на 30 %. Це обумовлено, скоріше за все, тим, що нижній край м'яза є продовженням глибокої фасції гомілки й тому згинальна контрактура призводить до збільшення відстані між точками кріплення м'яза.

Двоголовий м'яз стегна (m. biceps femoris) є м'язом заднього відділу стегна, розташований у задньолатеральній частині та належить до групи підколінкових сухожилків. Довга головка м'яза розташована поверхнево відносно його короткої головки. Функція довгої головки двоголового м'яза стегна полягає в згинанні колінного суглоба, розгинанні стегна, латеральному повертанні гомілки за розігнутого стегна. Коротка головка відповідає виключно за згинання коліна та ротацію гомілки, у нашій статті її не розглядаємо. Отже, за згинальних контрактур кульшового та колінного суглобів унаслідок зменшення відстані між точками кріплення м'яз втрачає значну частину своєї сили: до 65 % за комбінованої контрактури кульшового суглоба, до 10 % — згинальної колінного.

Обговорення

Висвітлені в статті зміни в м'язах нижньої кінцівки за результатами математичного моделювання можуть бути враховані під час планування реабілітаційних заходів із відновлення функціональності нижніх кінцівок після ендопротезування або травм із подальшим тривалим періодом іммобілізації чи обмеженням використання кінцівки. Разом із цим слід відмітити, що модель не може враховувати всі супутні контрактури, функціональні порушення та вплив больового синдрому, який виникає за дегенеративних захворювань і травм. Окрім того, контрактура одного зі суглобів спричинює порушення біомеханіки інших. Наприклад, згинальна контрактура кульшового суглоба призводить до функціонального вкорочення ураженої кінцівки та нахилу таза в її бік, а привідна — до нахилу таза в протилежний бік [9–11]. Далі є два варіанти розвитку порушення. В одному випадку для збереження рівноваги людина змушена нахилити тулуб і розгинати надп'яtkово-гомілковий суглоб. При цьому колінний суглоб залишається повністю функціональним. В іншому згинальна контрактура компенсується формуванням незначних кутів згинання тулуба, колінного та надп'яtkово-гомілкового суглобів. Наслідки цього можуть бути різними: наприклад, наявність контрактури колінного та надп'яtkово-гомілкового суглобів без нахилу тулуба або нахил тулуба та значне розгинання надп'яtkово-гомілкового суглоба без формування згинання коліна. Іноді компенсація рівноваги вимагає згинання колінного суглоба протилежної кінцівки, що слід враховувати під час проведення реабілітаційних заходів [12, 13].

Тривалий дегенеративний процес вражає певною мірою всі суглоби тіла, тому порушується їхня рухомість, і навіть незначний дисбаланс одного суглоба спричинює порушення біомеханіки всіх інших. Більш того, всі м'язи працюють у комплексі та збалансовано, тобто для кожного є агоністи й антагоністи. У разі послаблення одного елемента системи виникає дисбаланс в інших.

Ендопротезування, як один із радикальних методів лікування остеоартрозу великих суглобів на пізніх стадіях, дає змогу усунути біль і функціональну контрактуру, але зменшена сила м'язів, відповідальних за рухомість кінцівки суглобів, не сприяє повноцінному їхньому відновленню. Наприклад, для прямого м'яза стегна антагоністами є двоголовий, півперетинчастий і півсухожилковий, тобто м'язи задньої та задньомедіальної групи.

У разі комбінованої контрактури кульшового суглоба спостерігаємо послаблення всього комплексу м'язів, тобто порушення функції і згинання, і розгинання обох суглобів. За умов згинальної контрактури колінного суглоба за результатами математичного моделювання виявлено збільшення сили півсухожилкового м'яза, що може призвести до медіалізації коліна (вальгус).

Отже, за допомогою математично моделі ми дослідили роботу м'язів, які відповідають одночасно за функцію кульшового та колінного суглобів, але контрактури впливають на всі м'язи туглоба. Цим питанням будуть присвячені наступні роботи.

Висновки

Контрактури кульшового та колінного суглобів призводять до втрати сили м'язів нижньої кінцівки, що негативно впливає на здатність відновлення повноцінного функціонування суглобів після ендопротезування та травм.

На підставі математичного моделювання визначено, що згинально-привідна контрактура кульшового суглоба змінює роботу м'язів навколо нього. Установлені значні зміни в роботі медіальної групи м'язів-стабілізаторах стегна. Найбільш вразливими виявилися привідні м'язи стегна: визначено зменшення сили тонкого м'яза до 89 %, кравецького — до 78 %.

За умов моделювання контрактури колінного суглоба найбільш вразливими виявилися м'язи-стабілізатори: сила натягувача широкої фасції стегна зменшилася до 44,4 %, півперетинчастого — до 54,5 %.

Отримані результати можуть бути враховані під час планування та проведення реабілітаційних заходів із відновлення функції суглобів після ендопротезування. Зважаючи на те, що за контрактур суглобів нижньої кінцівки зміни відбуваються практично у всіх м'язах тіла, можна окреслити перспективи цих досліджень для реабілітації ортопедичних пацієнтів.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Фінансування. Дослідження здійснено в рамках науково-дослідної роботи «Стресові ушкодження кісток внаслідок бойових уражень кінцівок» (№0123U100170), що фінансується МОЗ України з державного бюджету.

Список літератури

1. A consensus statement on the European Society for Clinical and Economic Aspects of Osteoporosis and Osteoarthritis (ESCEO) algorithm for the management of knee osteoarthritis — From evidence-based medicine to the real-life setting / O. Bruyere, C. Cooper, J. P. Pelletier [et al.] // *Semin Arthritis*

- Rheum. — 2016. — Vol. 45 (4). — P. 3–11. — DOI: 10.1016/j.semarthrit.2015.11.010.
2. Pathological postural patterns at condition of long-term joint osteoarthritis of the lower extremity [Patolohichni posturalni paterny za umov tryvaloho perebihu osteoartrozu suhlobiv nyzhnykh kintsivok] / O. A. Tyazhelov, M. Yu. Karpinsky, O. D. Karpinska [et al.] // *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*. — 2020. — No. 1. — P. 26–32. — DOI: 10.15674/0030-59872020126-32. (in Ukraine)
3. Spatial parameters of statograms in diagnosing pathologies of the human locomotor system / S. Pavlov, Yu. O. Bezsmertnyi, S. Iaremyn, H. Bezsmertna // *Informatyka, Automatyka, Pomiry W Gospodarce I Ochronie Srodowiska*. — 2020. — Vol 10 (3). — P. 17–21. — DOI: 10.35784/iapgos.2078.
4. Influence of hip joint contracts for hips muscular [Vliyaniye kontraktur tazobedrennogo sustava na silu myshts bedra] / O. Tyagelov, O. Karpinska, M. Karpinsky, O. Branitsky // *Georgian Medical News (Georgia)*. — 2020. — No. 306. — P. 10–18. (in russian)
5. Fishchenko V. O. The work of the lower limb muscles under conditions of the knee flexible contract [Robota miaziv nyzhnoi kintsivky v umovakh zghynalnoi kontraktury kolinnoho suhloba] / V. O. Fishchenko, Khaled Jamal Saleh Obeidat // *Trauma (Ukraine)*. — 2022. — Vol. 23 (2). — P. 17–24. — DOI: 10.22141/1608-1706.2.23.2022.886. (in Ukrainian)
6. Romanenko K. The influence of varus deformity at middle third of femur on the strength of the lower limb muscles [Vliyaniye varusnoy deformatsii sredney treti bedra na silu myshts nizhney konechnosti] / K. Romanenko, O. Karpinska, D. Prozorovsky // *Georgian Medical News (Georgia)*. — 2021. — No. 321. — P. 102–111. (in russian)
7. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement / S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold [et al.] // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. — 2007. — Vol. 54 (11). — P. 1940–1950. — DOI: 10.1109/TBME.2007.901024.
8. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures / S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy [et al.] // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. — 1990. — Vol. 37. — P. 757–767.
9. Mathematical modeling of pelvic muscle function in patients with hip joint adduction contracture at single-support standing [Matematychno modeliuвання roboty miaziv tazovoho poiasa u khvorykh iz pryvidnoiu kontrakturoiu kulshovoho suhloba pid chas odnoopornoho stoiannia] / O. A. Tyazhelov, M. Yu. Karpinsky, O. D. Karpinska [et al.] // *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*. — 2021. — No. 4. — C. 26-21. — DOI: 10.15674/0030-59872020126-32. (in Ukraine&English)
10. Mathematical modeling as a tool for studying pelvic girdle muscle function in dysplastic coxarthrosis [Matematychno modeliuвання yak instrument doslidzhennia funktsii miaziv tazovoho poiasa pry dysplastychnomu koksartrozi] / A. A. Tyazhelov, M. Yu. Karpinsky, D. A. Yurchenko [et al.] // *Trauma (Ukraine)*. — 2022. — Vol. 21 (1). — P. 4–11. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.876. (in Ukrainian)
11. Clinical and biomechanical substantiation and modeling work of the muscles supporting horizontal balance of the pelvis [Kliniko-biomekhanicheskoye obosnovaniye i postroyeniye modeli raboty myshts. obespechivayushchikh gorizontallye ravnesiye taza] / O. A. Tyazhelov, M. Yu. Karpinsky, O. D. Karpinskaya [et al.] // *Trauma (Ukraine)*. — 2017. — Vol. 18 (5). — P.13–18. — DOI: 10.22141/1608-1706.5.18.2017.114115. (in russian)
12. Complex technology for restoring walking symmetry after hip joint replacement [Kompleksna tekhnolohiia vidnovlennia symetrychnosti khodby pislia endoprotezuвання kulshovoho suhlobu] / V. O. Fishchenko, O. Yu. Branitskyi, O. V. Botsul

[et al.] // Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal) (Poland). — 2020. — Vol. 10 (62). — P. 35–40. (in Ukrainian)

13. Fishchenko V. O. Biomechanical justification of rehabilitation measures after total knee replacement [Biomekhanichne

obgruntuvannya reabilitatsiinykh zakhodiv pislia totalnoho endoprotezuvannia kolinnoho suhloba] / V. O. Fishchenko, Obeidat Khaled Jamal Saleh, O. D. Karpinska // Trauma (Ukraine). — 2022. — Vol. 23 (1). — P. 66–68. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.883. (in Ukrainian)

Стаття надійшла до редакції 27.01.2023

MODELING THE WORK OF THE MUSCLES OF THE LOWER EXTREMITY IN CONDITIONS OF FLEXION-ADDUCTION CONTRACTURE OF THE HIP JOINT AND FLEXION-EXTENSION CONTRACTURE OF THE KNEE JOINT

Yu. O. Bezsmerntnyy ¹, O. Yu. Branitsky ¹, O. A. Tiazhelov ², O. D. Karpinska ²

¹ Scientific and Research Institute of Invalid Rehabilitation of National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

² Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Yuriy Bezsmerntnyy, MD, Prof.: bezsmertnyiyurii@gmail.com

✉ Oleksandr Branitskyi, MD, PhD: branicki2018@gmail.com

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

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com