

УДК 616.74:617.586-009.1:728.3-009.12

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023149-54>

Робота м'язів, відповідальних за функціонування стопи в умовах контрактури колінного суглоба

О. Д. Карпінська¹, Обейдат Халед²

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

² Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова МОЗ України

Prolonged walking with knee joint contracture causes changes in the functioning of the muscles of the lower leg and foot. Objective. To study the functioning of the foot and leg muscles in the conditions of knee joint contracture using a human walking model. Methods. The gait analysis was performed in the OpenSim 4.0 program. The modeling was based on the gait2394 model. The following muscles were studied: m. peroneus brevis, m. peroneus longus, m. peroneus tertius, m. tibialis posterior, m. tibialis anterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Results. Restriction of joint mobility leads to a redistribution of muscle strength. In conditions of 15° knee joint flexion contracture, support on the toes causes significant overstrain of the muscles responsible for the functioning of the lower leg, foot and toes. In particular, the m. peroneus brevis and m. peroneus longus are quite long, their function is impaired, but the required increase in strength is from 10 to 400 %, while the m. peroneus tertius (short), for foot flexion in some phases of the step, its strength increased threefold. Among the muscles of the lower leg, the greatest increase in isometric strength was required for the m. tibialis anterior compared to the m. tibialis posterior, which works mainly for foot extension. For the muscles responsible for flexion/extension of the toes in conditions of knee joint contracture, a significant, sometimes 3–5 times, increase in strength was necessary to perform the required function. Conclusions. Knee joint contracture leads to a change in the biomechanics of the entire lower extremity, namely, to an increase in changes in the functioning of the muscles responsible for the functioning of the foot, which work under such conditions with a constant increase in tension. Given the impact of knee joint contracture on the functioning of the muscles of the lower extremity, it is possible to predict the course of the pathological process, determine which muscle groups are most affected and which muscle group needs to be corrected before and after surgery. Key words. Knee joint, contracture, modeling, muscle strength.

Тривала ходьба в умовах контрактури колінного суглоба спричинює зміни в роботі м'язів гомілки та стопи. Мета. На моделі ходьби людини вивчити роботу м'язів стопи та гомілки за умов контрактури колінного суглоба. Методи. Аналіз ходьби проводили в програмі OpenSim 4.0. За основу моделювання взято модель gait2394. Вивчали роботу м'язів: m. peroneus brevis, m. peroneus longus, m. peroneus tertius, m. tibialis posterior, m. tibialis anterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Результати. Обмеження рухомості в суглобах приводить до перерозподілу сили м'язів. За умов згинальної контрактури колінного суглоба 15° опора на пальці стопи спричинює значне перенапруження м'язів, відповідальних за функціонування гомілки, стопи та пальців. Зокрема, m. peroneus brevis, m. peroneus longus доволі довгі, їхня функція порушується, але визначене необхідне збільшення сили становить від 10 до 400 %, водночас m. peroneus tertius (короткий), для згинання стопи у деяких фазах кроку його сила підвищилася втричі. Серед м'язів гомілки найбільше підвищення ізометричної виявилось необхідним для m. tibialis anterior порівняно з m. tibialis posterior, який працює здебільшого на розгинання стопи. Для відповідальних за згинання/розгинання пальців стопи м'язів в умовах контрактури колінного суглоба необхідним виявилось значне, іноді в 3–5 разів, збільшення сили для виконання необхідної функції. Висновки. Контрактура колінного суглоба призводить до зміни біомеханіки всієї нижньої кінцівки, а саме: до наростання змін у роботі м'язів, відповідальних за функціонування стопи, які працюють за таких умов з постійним збільшенням напруження. Ураховуючи вплив контрактури колінного суглоба на роботу м'язів нижньої кінцівки, можна прогнозувати перебіг патологічного процесу, визначити, які групи м'язів страждають найбільше та якій групі м'язів необхідно проводити корекцію до та після хірургічного втручання.

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

Вступ

Відхилення від нормальної анатомічної будови та функціонування опорно-рухової системи людини є одним із серйозних захворювань населення. Зареєстрована поширеність ортопедичних захворювань коливається від 7,2 до 36,2 %. На ураження колінного суглоба припадає серед жінок 12,7 %, чоловіків — 4,8 % [1].

Одним із найпоширеніших ускладнень патології колінного суглоба є контрактура, яка може виникати як внаслідок травм, так і розвитку дегенеративного процесу (гонартрозу). Відомо, що навіть контрактура в 5° викликає кульгавість, збільшення обсягу обмеження рухомості, особливо за умов тривалого перебігу, призводить до змін у роботі суглобів нижніх кінцівок і хребта.

На сьогодні відомі дослідження щодо вивчення роботи м'язів навколо колінного суглоба в умовах обмеження його рухомості [2], а також такі, де розглянуто зміни в роботі м'язів кульшового суглоба за контрактур колінного [3]. Але у випадку формування контрактури колінного суглоба для збереження симетричності довжини кінцівок і зменшення кульгавості людина підсвідомо вимушена надмірно розгинати стопу. І чим більший кут згинальної контрактури, тим на більший кут необхідно розгинати надп'яtkово-гомилковий суглоб. Такий спосіб пересування призведе до перенапруження м'язів стопи та гомілки.

Мета: на моделі ходьби людини вивчити роботу м'язів стопи та гомілки за умов контрактури колінного суглоба.

Матеріал і методи

Аналіз ходьби проводили в програмі OpenSim 4.0 [4]. За основу моделювання взято модель gait2394 [3, 5], яка дає змогу вивчати 76 м'язів нижніх кінцівок і тулуба. Немасштабована модель є об'єктом зі зростом 1,8 м і масою 75,16 кг. Досліджували порушення роботи м'язів за умов контрактури колінного суглоба, яку моделювали шляхом обмеження розгинання в ньому на 15° . Аналіз проводили для м'язів правої нижньої кінцівки, порівнюючи з параметрами базової моделі (тієї самої кінцівки без обмеження розгинання).

Вивчали роботу таких м'язів: *m. peroneus brevis*, *m. peroneus longus*, *m. peroneus tertius*, *m. tibialis posterior*, *m. tibialis anterior*, *m. flexor digitorum longus*, *m. flexor hallucis longus*, *m. extensor digitorum longus*, *m. extensor hallucis longus*. Аналіз зміни сили м'язів нижньої кінцівки проводили відносно часових параметрів кроку (рис. 1).

За основу взято 8-фазну модель ходьби [6]:

1. Передній поштовх (0,65 с) — перший період опорної фази кроку, коли п'ятка торкається опорної поверхні. Стегна в положенні легкого згинання, гомілка повністю розігнута в колінному суглобі (фаза двохопного стояння).

2. Фаза перекачу з п'ятки на стопу (0,65–0,83 с) — у навантаження послідовно включаються спочатку п'ятка, потім уся стопа. Стегно поступово розгинається, гомілка — згинається від 0° до 15° у колінному суглобі.

3. Період перекачу зі стопи на передній відділ (0,83–0,87 с) — центр тяжкості тіла знаходиться під стопою, контралатеральна кінцівка не торкається опорної поверхні (період одноопорного стояння). Стегно поступово розгинається, гомілка — від 15° флексії до 0° (до нейтрального положення) у колінному суглобі.

4. Задній поштовх (0,87–1,15 с) — п'ятка відривається від поверхні, навантаження перерозподіляється на головки плеснових кісток. Стегна повністю розігнуті, гомілка в положенні від нейтрального (0°) до повного розгинання (3° – 5° перерозгинання в колінному суглобі).

5. Фаза відриву опорної кінцівки від площини опори (1,15–1,27 с) — розгинання стегна зменшується, гомілка поступово згинається до 30° – 35° у колінному суглобі, пальці стопи відриваються від поверхні.

6. Початок періоду перенесення (1,27–1,48 с) — стегно поступово згинається, гомілка прогресивно згинається в колінному суглобі до 60° .

7. Середня фаза перенесення (1,48–1,63 с) — стегно згинається завдяки скороченню м'язів передньої поверхні стегна, гомілка з положення згинання в 60° прогресивно розгинається до нейтрального положення (0°) у колінному суглобі. У цей період вага тіла повністю розподілена на контралатеральну кінцівку.

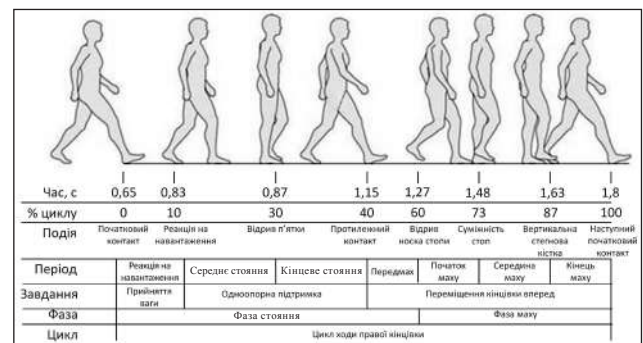


Рис. 1. Діаграма циклу кроку правої ноги (відсоток тривалості фаз, час фази для моделі)

8. Остаточна фаза перенесення (1,63–1,8 с) — максимальне згинання стегна до 30°, повне розгинання гомілки (до 3°–5° перерозгинання в колінному суглобі), стопа займає нейтральне положення.

Результати та їх обговорення

М'язи *peroneus (fibularis)* (малогомілкові м'язи) виконують дії з підшовного згинання стопи та її поворот назовні. Їхню роботу в умовах контрактури колінного суглоба наведено на рис. 2.

M. peroneus longus є найдовшим м'язом латерального відділу гомілки. Основні функції полягають у вивороті кісточки та стопи, допомогі в підшовному згинанні надп'яtkово-гомілкового суглоба та підтримці поперечного склепіння стопи [7]. За умов одноопорного стояння утримує нижню кінцівку від медіального згинання, що особливо важливо в разі захворювань колінного суглоба, ускладнених вальгусом.

За результатами моделювання визначено, що в разі контрактури колінного суглоба необхідна сила *m. peroneus longus* (рис. 2, б) зменшилася, що, імовірно, пов'язано з вимушеним підшовним згинанням стопи. Але в 4-й фазі кроку, під час відриву п'ятки від опори, спостерігали «провал» у скороченні м'яза, що обумовлено майже повною відсутністю опори на п'ятку за умов контрактури. У фазах перенесення стопи (7-ма) та опускання на опору (8-ма) виявлено збільшення необхідної сили скорочення м'яза на величину від 10 до 40 %.

M. peroneus brevis (короткий малогомілковий м'яз) відповідає за 63 % сили, необхідної для вивертання стопи, а також допомагає в підшовному згинанні разом із *m. peroneus longus*. За даними моделювання (рис. 2, в) його робота виявилася аналогічною з *m. peroneus longus*, але у момент перенесення стопи (7-ма фаза) встановлено необхідне збільшення сили скорочення до 70 %.

M. peroneus tertius (третій малогомілковий м'яз) через розташування на тильній поверхні 5-ї плеснової кістки допомагає під час тильного згинання та вивертання стопи [8], під час ходьби у фазі переносу стопи працює довгим розгиначем пальців стопи [9]. Отже, основна функція м'яза у тильному згинанні стопи визначає збільшення необхідної сили для утримання стопи, коли вона знаходиться поза опорою. Особливо порушення балансу ізометричної сили *m. peroneus tertius* спостерігали у фазах 7–8, тобто перед опусканням на опору, коли необхідно тильно зігнути стопу для опори на п'ятку.

Група великогомілкових м'язів наведена *m. tibialis anterior* і *m. tibialis posterior* (рис. 3).

M. tibialis anterior (передній великогомілковий м'яз), його основна функція полягає у тильному згинанні стопи [10]. М'яз відіграє важливу роль під час ходьби, стабілізуючи надп'яtkово-гомілковий суглоб, коли стопа торкається опори, у момент відриву від опори та переносу стопи. М'яз підтримує медіальну частину поздовжнього склепіння стопи за будь-який рух. Отже, за результатами моделювання (рис. 3, а) визначено, що за наявності контрактури колінного суглоба необхідна ізометрична сила м'яза для забезпечення його функції збільшилася практично на всіх фазах кроку на величину від 10 до 30 %.

M. tibialis posterior (задній великогомілковий м'яз), його функція полягає в підшовному згинанні стопи в надп'яtkово-гомілковому суглобі та вивороті стопи в піднадп'яtkовому. Цей м'яз відіграє опорну роль, піднімаючи, напружуючи та зміцнюючи медіальне поздовжнє склепіння стопи. Це допомагає розподілити вагу тіла, коли стопа стоїть на землі. За результатами моделювання (рис. 3, б), унаслідок контрактури колінного суглоба відмічено збільшення необхідної сили скорочення м'яза на всіх етапах, особливо під час відриву п'ятки від опори (5-та фаза кроку).

Переходимо до розгляду м'язів, відповідальних за функцію пальців стопи. *M. flexor digitorum longus* (довгий згинач пальців) згинає пальці з другого по п'ятий спочатку в дистальному міжфаланговому суглобі, потім — у проксимальному та, нарешті, у — плесно-фаланговому. Допомагає під час підшовного згинання стопи в надп'яtkово-гомілковому суглобі. Під час ходьби, бігу чи стрибків *m. flexor digitorum longus* тягне пальці ніг вниз до землі, щоб забезпечити максимальне зчеплення та поштовх у момент їхнього відриву. Під час стояння м'яз допомагає зберігати рівновагу [11]. У результаті моделювання (рис. 4, а) визначено, що найбільша необхідна ізометрична сила *m. flexor digitorum longus* за контрактури колінного суглоба припадає на період кроку від моменту відриву пальців стопи до опускання стопи на опору (5, 6, 7-ма фази кроку). Установлено її збільшення майже в двічі. Помітне підвищення сили скорочення м'яза спостерігали впродовж усього кроку.

M. flexor hallucis longus (довгий згинач великого пальця стопи) згинає всі суглоби великого пальця, коли стопа відривається від землі. Крім того, стабілізує головку I плеснової кістки й утримує дистальну подушечку великого пальця стопи в контакт з землею в момент відриву пальця та руху навшпиньки.

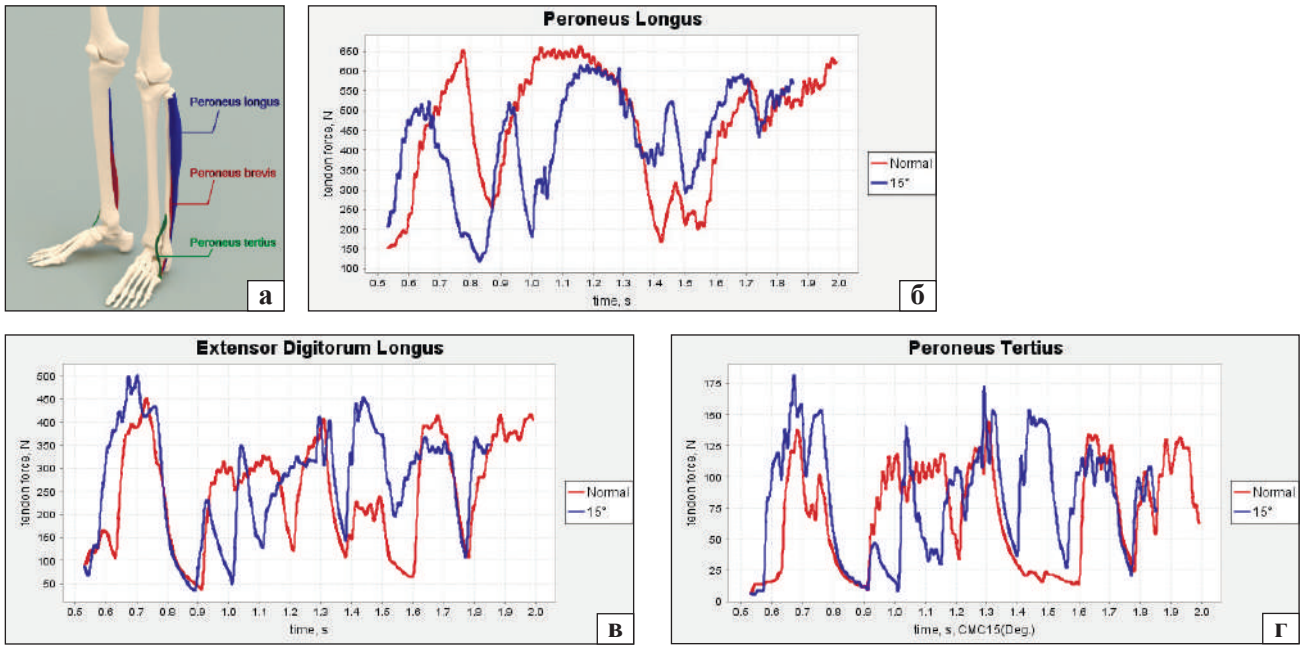


Рис. 2. Малогомілкові м'язи: а) анатомічне розташування на моделі; б) *m. peroneus longus*; в) *m. peroneus brevis*; г) *m. peroneus tertius*

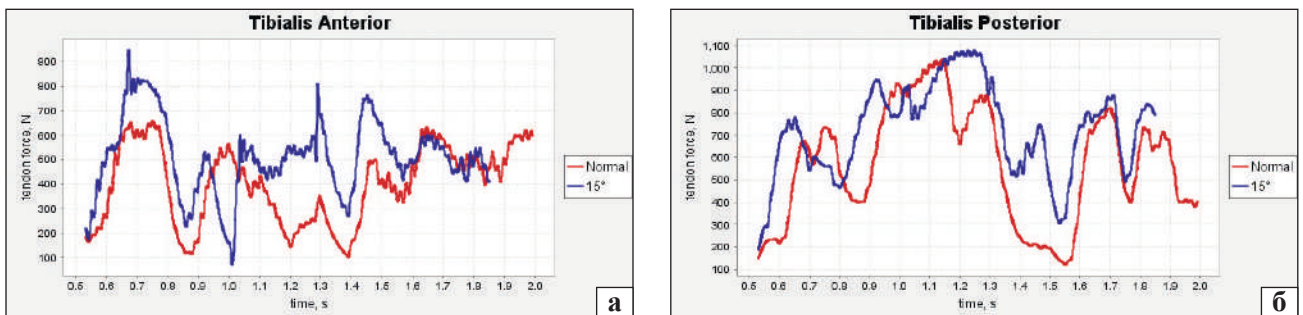


Рис. 3. Сила великогомілкових м'язів: а) *m. tibialis anterior*; б) *m. tibialis posterior*

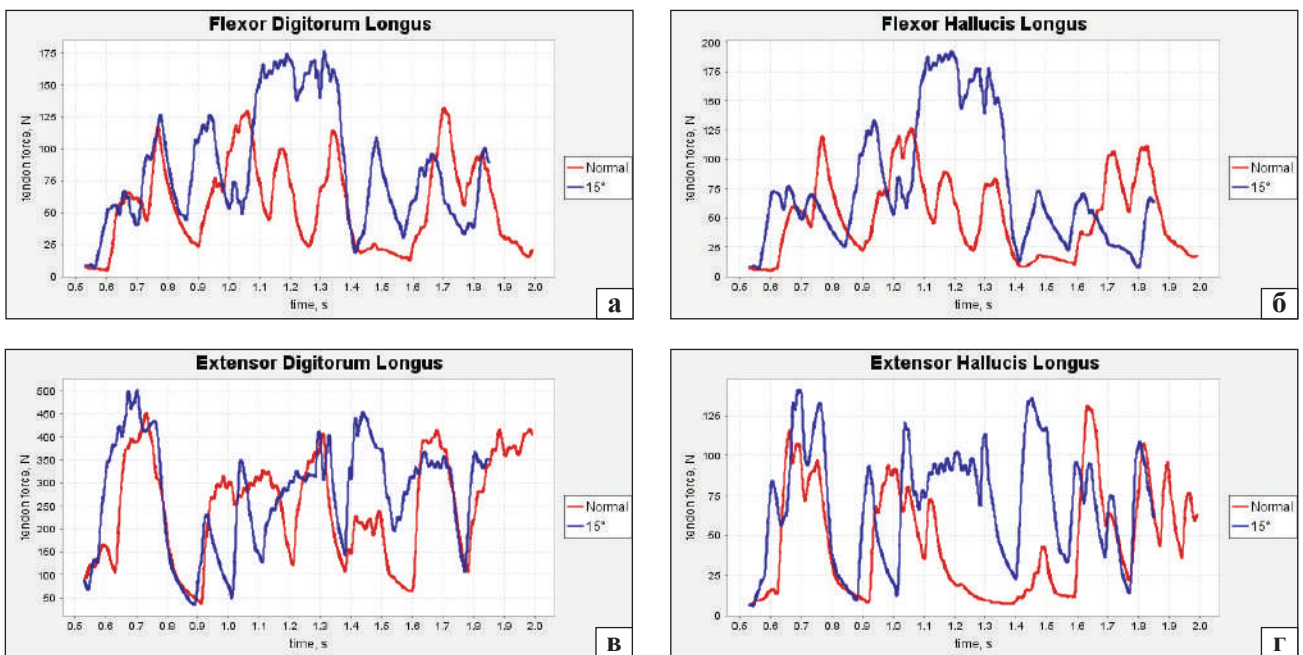


Рис. 4. Робота м'язів: а) *m. flexor digitorum longus*; б) *m. flexor hallucis longus*; в) *m. extensor digitorum longus*; г) *m. extensor hallucis longus*

Як показано (рис. 4, б), унаслідок виникнення контрактури колінного суглоба цей м'яз на всіх фазах кроку також перебував у надмірному скороченні, тобто, для виконання своєї основної функції йому було необхідним значно збільшити ізометричну силу, особливо на етапах переносу стопи (фази з 5-ї по 7-му).

M. extensor digitorum longus (довгий розгинач пальців) розгинає латеральні чотири пальці та згинає надп'яtkово-гомилковий суглоб. За результатами моделювання визначено, що основне зусилля на м'яз припадає, коли стопа знаходиться на опорі — фаза опори на п'ятку, перекату стопи та відриву пальців від опори. На діаграмі (рис. 4, в) видно, що м'яз перебував у напруженні та згладжена його робота в нормі змінилася на першину за контрактури.

M. extensor hallucis longus (довгий розгинач великого пальця) розгинає плесно-фалангові та міжфалангові суглоби великого пальця стопи, допомагає під час інверсії стопи та тильного згинання надп'яtkово-гомилкового суглоба. У випадку контрактури колінного суглоба збільшувалася сила *m. extensor hallucis longus* у період переносу стопи, причому на деяких етапах — у 3–5 разів за норму (рис. 4, г).

Обговорення

Проведене моделювання роботи м'язів гомілки та стопи у випадку контрактури колінного суглоба підтвердило, що обмеження рухомості в ньому призводить до перерозподілу сили досліджуваних м'язів. Причому з часом стан м'язів погіршувався, що може спричинити розвиток дегенеративних захворювань суглобів [12].

Обмеження розгинання колінного суглоба помітно спотворює ходу людини. Зігнуте положення коліна на початку фази опори та протягом усього циклу ходьби. Удар п'яткою відсутній, стопа ставиться на підлогу рівно за контрактури менше ніж 15°, а за понад 15° опора припадає на пальці стопи. Підколінний кут зменшений.

Моделювання ходьби людини за умов згинальної контрактури колінного суглоба 15° показало, що опора на пальці стопи призводить до значного перенапруження м'язів, відповідальних за функціонування гомілки, стопи та пальців. На стопу та надп'яtkово-гомилковий суглоб припадає основна функція підтримки рівноваги тіла під час стояння та ходьби. Тому надмірне перевантаження м'язів призведе до порушення цієї функції. Тобто, змінюється функція підошовного згинання/розгинання стопи, а для нормального функціонування

цим м'язам необхідно збільшити силу скорочення. Чим коротше м'яз, тим більшу ізометричну силу необхідно повернути для здійснення нормальної функції.

Оскільки *m. peroneus longus* і *m. peroneus brevis* доволі довгі, унаслідок виникнення контрактури їхня функція порушується, але необхідне збільшення сили становить від 10 до 400 %. *M. peroneus tertius* (короткий) має для згинання стопи збільшити силу в деяких фазах кроку втричі. Серед м'язів гомілки найбільше підвищення ізометричної виявилось необхідним для *m. tibialis anterior* порівняно з *m. tibialis posterior*, який працює здебільшого на розгинання стопи.

Щодо м'язів, відповідальних за згинання/розгинання пальців стопи, то в умовах контрактури колінного суглоба необхідним виявилось значне, іноді в 3–5 разів, збільшення сили для виконання необхідної функції.

Таким чином, можна стверджувати, що контрактура колінного суглоба призводить до зміни роботи не лише м'язів навколо нього, а й значно впливає на роботу м'язів стопи, що необхідно враховувати під час лікування таких пацієнтів.

Висновки

Контрактура колінного суглоба спричинює зміни біомеханіки всієї нижньої кінцівки, а саме: наростання змін у роботі м'язів, відповідальних за функціонування стопи, які за цих умов працюють у режимі постійного збільшення напруження.

Ураховуючи вплив контрактури колінного суглоба на роботу м'язів нижньої кінцівки, можна прогнозувати перебіг патологічного процесу, визначити, які з м'язів страждають найбільше та якій групі м'язів необхідно проводити корекцію до та після хірургічного втручання.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Rico Licona C. Incidencia de padecimientos ortopédicos en pacientes adultos atendidos en un Hospital de asistencia privada [Prevalence of orthopedic conditions in adult patients seen at a private hospital] / C. Rico Licona // Acta ortopédica mexicana. — 2007. — Vol. 21 (4). — P. 177–181. (in Spanish)
2. Fishchenko V. O. Biomechanical justification of rehabilitation measures after total knee replacement [Biomekhanichne obgruntuvannia 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)
3. Anderson F. C. Dynamic optimization of human walking / F. C. Anderson, M. G. Pandy // Journal of Biomechanical

- Engineering. — 2001. — Vol. 123 (5). — P. 381–390. — DOI: 10.1115/1.1392310.
4. 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.
 5. 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.
 6. Loudon J. The clinical orthopedic assessment guide / J. Loudon, S. Bell, J. M. Johnston. — Kansas : Human Kinetics, 2008. — P. 395–408.
 7. Moore K. L. Clinical oriented anatomy / K. L. Moore, A. F. Dalley, A. M. R. Agur. — Philadelphia : Wolters Kluwer, 2010.
 8. Yammine K. The fibularis (peroneus) tertius muscle in humans: a meta-analysis of anatomical studies with clinical and evolutionary implications / K. Yammine, M. Erić // BioMed research international. — 2017. — Vol. 2017. — Article ID: 6021707. — DOI: 10.1155/2017/6021707.
 9. Olewnik Ł. Fibularis tertius: anatomical study and review of the literature / Ł. Olewnik // Clinical anatomy (New York, N.Y.). — 2019. — Vol. 32 (8). — P. 1082–1093. — DOI: 10.1002/ca.23449.
 10. Palastanga N. Anatomy and human movement: structure and function / N. Palastanga, R. Soames. — 6th ed. — London, United Kingdom : Churchill Livingstone; 2012.
 11. A gait analysis of simulated knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome / K. Harato, T. Nagura, H. Matsumoto [et al.] // Gait & Posture. — 2008. — Vol. 28 (4). — P. 687–692. — DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.008.

Стаття надійшла до редакції 26.01.2023

WORK OF MUSCLES RESPONSIBLE FOR THE FUNCTIONING OF THE FOOT IN CONDITIONS OF KNEE JOINT CONTRACTURE

O. D. Karpinska ¹, Obeidat Khaled ²

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

² National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya. Ukraine

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com

✉ Obeidat Khaled, MD: orthoobeidat@gmail.com