

DOI: 10.26693/jmbs03.03.163

УДК 616.177.9-008:612.7:001.891.5

Костриця К. Ю.^{1,2}, Науменко Л. Ю.²,
Арбузов М. А.³, Мамет'єв А. О.⁴

МОДЕЛЮВАННЯ ТУГОРУХОМОСТІ МІЖФАЛАНГОВИХ СУГЛОБІВ ПАЛЬЦІВ КИСТІ НА ФІЗИЧНІЙ МОДЕЛІ

¹КЗ «Новомосковська ЦРЛ» ДОР, Новомосковськ, Україна

²ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України», Дніпро, Україна

³Дніпропетровський національний університет залізничного транспорту
імені академіка В. Лазаряна, Дніпро, Україна

⁴ДЗ «Український державний науково-дослідний інститут медико-соціальних проблем
інвалідності МОЗ України», Дніпро, Україна

ppkorvet@ukr.net

Для розуміння біомеханічних процесів функціонування кисті в умовах тугорухомості суглобів пальців створена фізична модель різних видів контрактур проксимального міжфалангового суглобу.

Мета роботи - на фізичній моделі пальця кисті визначити зусилля, необхідні для подолання опору в шарнірі в умовах різних видів тугорухомості при різних кутах згинання.

Матеріали та методи. Дослідження проводились на фізичній моделі пальця кисті. Закручуванням гвинта з різним зусиллям та збільшенням кількості еластичних елементів на шарнірі обмежувалась його рухомість. За допомогою MSOffice Excel 2010 створена база експериментальних даних і побудовані графіки залежності.

Результати й обговорення. При моделюванні артрогенної контрактури були отримані значення внутрішніх зусиль при певних значеннях крутного моменту та кутах згинання α , апроксимовані квадратною параболою, побудовано графіки залежності. При моделюванні десмогенної контрактури введений параметр k , що є відношенням внутрішнього зусилля до крутного моменту, побудований графік залежності. Аналізуючи графіки, визначені зусилля, необхідні для подолання тугорухомості шарніра.

Висновки. Проведені експерименти на фізичній моделі проксимального міжфалангового суглоба доводять, що при моделюванні артрогенної контрактури при кутах згинання від 30° до 110° для по-

долання тугорухомості шарніра необхідно прикладати внутрішнє зусилля меншої величини (менше в 2 рази), ніж при кутах до 30°; при моделюванні десмогенної контрактури при кутах згинання від 20° до 50° для подолання тугорухомості необхідно прикладати внутрішнє зусилля меншої величини (менше в 1,5 рази), ніж при кутах від 0° до 20° та від 50° до 90°. Отримані експериментальні дані забезпечують необхідну основу для розробки математичної моделі роботи проксимального міжфалангового суглоба пальця кисті, яка дозволить обґрунтувати вибір методу лікування з точки зору механіки руху.

Ключові слова: контрактура, фізична модель пальця кисті, проксимальний міжфаланговий суглоб.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Наукова робота проведена у рамках НДР кафедри: «Розробка критеріїв медико-соціальної експертизи і реабілітаційного потенціалу хворих та інвалідів з наслідками пошкоджень опорно-рухового апарату у поєднанні з соматичною патологією», № державної реєстрації 0112U000541.

Вступ. Біомеханіка кисті з патологічними змінами її м'якотканинних та кістково-суглобових структур до нинішнього часу залишається предметом вивчення багатьох дослідників. Вивчення

доступної літератури дозволило виявити цілий ряд робіт, присвячених аналізу експериментальних даних, отриманих шляхом математичного моделювання та використання фізичних та віртуальних моделей здорової кисті. В них описані показники пружності, демпферування і крутного моменту в суглобах пальців [1, 2, 12], пасивні і активні властивості м'язів [3, 15], механізм роботи екстензорного чи флексорного апарату [4], механічні параметри параартикулярних тканин [5, 13], жорсткість анулярних зв'язок [6, 14]. Запропоновано декілька 3D моделей [7-11], для вивчення роботи п'ястково-фалангових та міжфалангових суглобів. Однак даних про зміни механічних характеристик суглобу пальця внаслідок розвитку тугорухомості в доступній літературі дуже мало. Для розуміння біомеханічних процесів функціонування кисті в умовах патологічного процесу постала необхідність подальшого вивчення згинально-розгинальної системи пальців кисті та пошуку наукового обґрунтування тактики лікування хворих з даними ушкодженнями.

Мета роботи: на фізичній моделі пальця кисті визначити зусилля, необхідні для подолання опору в шарнірі в умовах різних видів тугорухомості при різних кутах згинання.

Матеріал і методи дослідження. Будь-який рух, який здійснюється пальцем, підпорядковується законам механіки, що дозволяє наблизити складну антропоморфну модель більш простою механічною. Побудова механічної моделі основана на прийнятті фаланг пальців абсолютно твердими стрижнями, що мають пропорційні довжини, суглобів – ідеальними шарнірами, сухожилків – нерозтяжними нитками.

Фізична модель трьохфалангового пальця кисті, яка використовувалась в дослідженні, виготовлена з дерев'яних заготовок шляхом токарної обробки і доведенням до обрисів подібних реальним за допомогою слюсарного доопрацювання з дотриманням анатомічних пропорцій (рис. 1).



Рис. 1. Фізична модель трьохфалангового пальця кисті

За допомогою гвинтів було виконано з'єднання елементів моделі. Центр обертання шарніру відповідав фізіологічному центру обертання суглобу. Рух в шарнірах подібно фізіологічному був моноплосинний, а також мав обсяг, який відповідав фізіологічній амплітуді функціонування суглобів пальця. Динамічні властивості забезпечували поліамідними тягами, які були фіксовані до моделі аналогічно сухожилкам згиначів і розгиначів. Тяги проходили в полівінілхлоридних трубках, прикріплених до фаланг, подібно анулярним зв'язкам, дугоподібними фіксаторами.

Слід зазначити, що створювана модель є спрощеною по відношенню до великого спектру можливих реальних рухів і розглядає тільки згинально-розгинальні рухи пальця. Дане спрощення має за мету дослідити вплив певного фактора на конкретні біомеханічні параметри, зменшення кількості можливих помилок та дослідити закони біомеханічних процесів під час роботи проксимального міжфалангового (ПМФ) суглобу пальця кисті.

Моделювання артрогенної контрактури. Виходячи з визначення терміну «артрогенна» [arthrogena; грец. Arthron суглоб + genes породжений], тугорухомість обумовлена порушенням конгруентності суглобових поверхонь кісток. Дисконгруентність з точки зору механіки означає збільшення сил тертя в шарнірі.

Моделювання артрогенної контрактури на фізичній моделі трьохфалангового пальця кисті здійснювалося шляхом закручування гвинта на шарнірі, що імітує ПМФ суглоб, збільшуючи силу тертя в ньому. За допомогою динамометра і транспортира отримано значення сили, що прикладалася для руху фаланги моделі пальця при різних кутах згинання.

Закручування гвинта з різним зусиллям збільшувало опір в шарнірі, що моделювало різний ступінь контрактури. Тугорухомість шарніру оцінювалася значенням крутного моменту, що чинить опір переміщенню дистальної фаланги. Дистальна фаланга приводилася в рух тягою за поліамідну нитку, яка є аналогом сухожилку згинача і імітує внутрішнє зусилля м'язів кисті. Дослідження залежності внутрішнього зусилля від крутного моменту проводилося при різних кутах згинання.

Моделювання десмогенної контрактури. Десмогенні контрактури (С. Desmogena) виникають при ущільненні навколосуглобових рубців в тканинах після глибоких опіків, травм або гнійно-запальних процесів, особливо в області кисті і пальців.

Для моделювання даного виду контрактури на розгинальній поверхні шарніра фізичної моделі пальця кисті були зафіксовані еластичні елементи

з відомою пружністю, які імітували рубцеві зміни параартикулярних тканин. За допомогою динамометра і транспортера отримано значення сили, що прикладалася для руху фаланги пальця моделі при різних кутах згинання.

Фіксували один, два та три еластичні елементи, що моделювало різний ступінь десмогенної контрактури. Зі збільшенням кількості еластичних елементів збільшувалася тугорухомість. Жорсткість одного еластичного елемента складала 0,15 Н/см. Тугорухомість шарніра оцінювалася як крутний момент, що чинить опір переміщенню дистальної фаланги.

За допомогою Microsoft Office Excel 2010 створена база експериментальних даних і побудовані гра-

фіки залежності внутрішнього зусилля від величини крутного моменту при різних кутах згинання фаланги та при різній пружності еластичних елементів.

Результати дослідження та їх обговорення.

Під час експерименту з моделювання *артрогенної* контрактури були отримані дискретні значення внутрішніх зусиль при певних значеннях крутного моменту та кута згинання α . Отримані дані були розділені на три групи: перша – дані отримані при куті згинання 7° , друга – 32° , третя – 50° . Для кожної групи побудовані графіки. Результати, що на них представлені, апроксимовані квадратною парабою.

На **рис. 2** представлено результати даних експериментів та апроксимуючі функції. За отриманими апроксимуючими функціями побудовано графіки

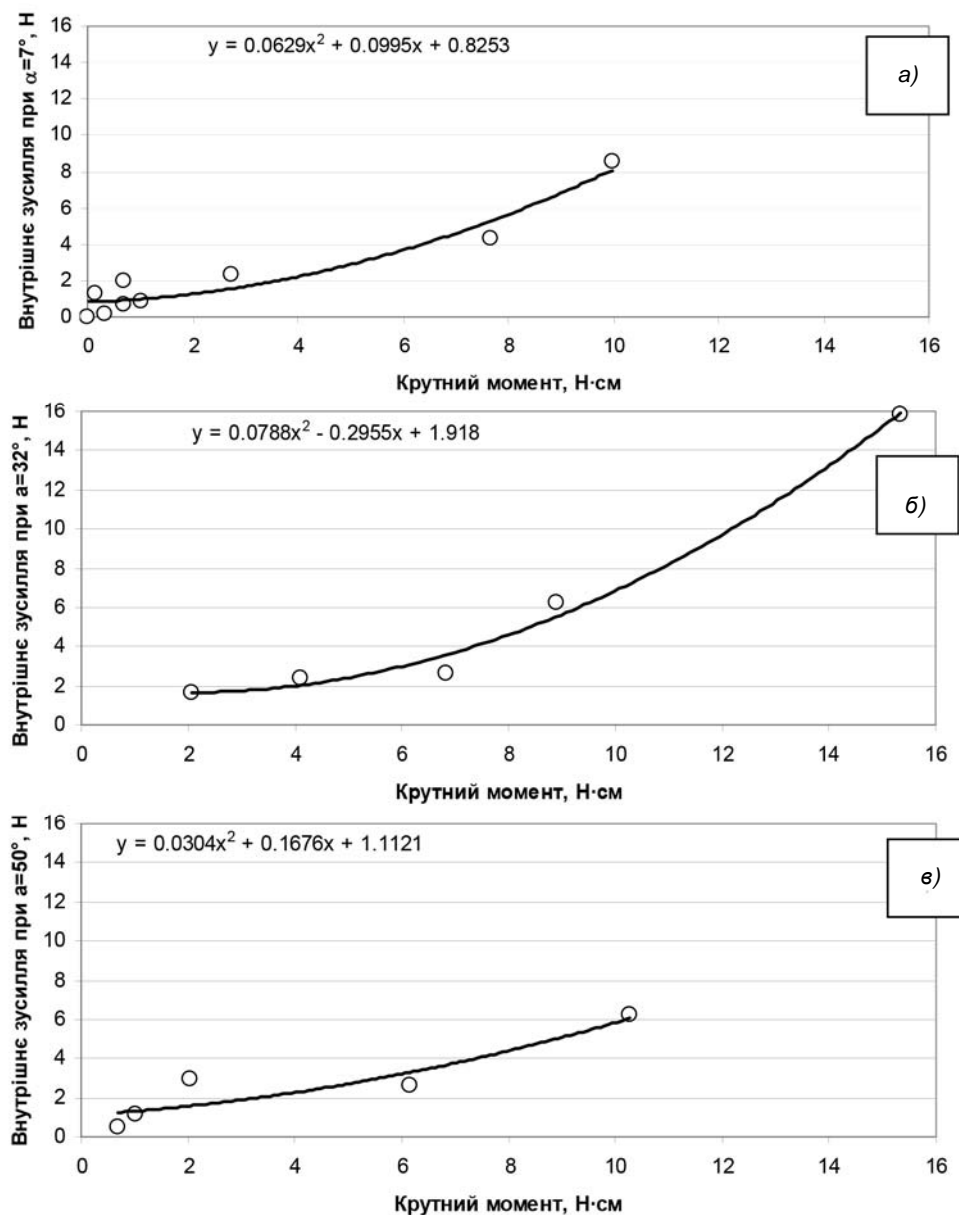


Рис. 2. Залежність внутрішнього зусилля від крутного моменту при куті згинання а) $\alpha=7^\circ$; б) $\alpha=32^\circ$; в) $\alpha=50^\circ$

залежності внутрішнього зусилля від крутного моменту, що моделює контрактуру, при різних кутах згинання α (рис. 3).

З рис. 3 видно, що при тугорухомості, крутний момент якої складає 14 Н·см, внутрішнє зусилля, що необхідне для її подолання, зменшується зі збільшенням кута α . При цьому спостерігається нелінійність. При $\alpha=7^\circ$ внутрішнє зусилля складає 15 Н, при $\alpha=32^\circ$, що більше приблизно на 20° , внутрішнє зусилля менше на 1,8 Н, тобто дорівнює 13,2 Н. При $\alpha=50^\circ$, що більше за $\alpha=32^\circ$ також приблизно

на 20° , внутрішнє зусилля вже менше на 4 Н, тобто дорівнює 9,2 Н. Це вказує на те, що при кутах α від 30° та більше подолати тугорухомість шарніра легше в 2 рази, ніж при кутах менше 30° .

Результати фізичного моделювання артрогенної контрактури доводять, що при зігнутому положенні фаланги від 30° до 110° для подолання тугорухомості шарніру, що моделює артрогенну контрактуру, необхідно прикладати внутрішнє зусилля меншої величини (менше в 2 рази), ніж при кутах до 30° .

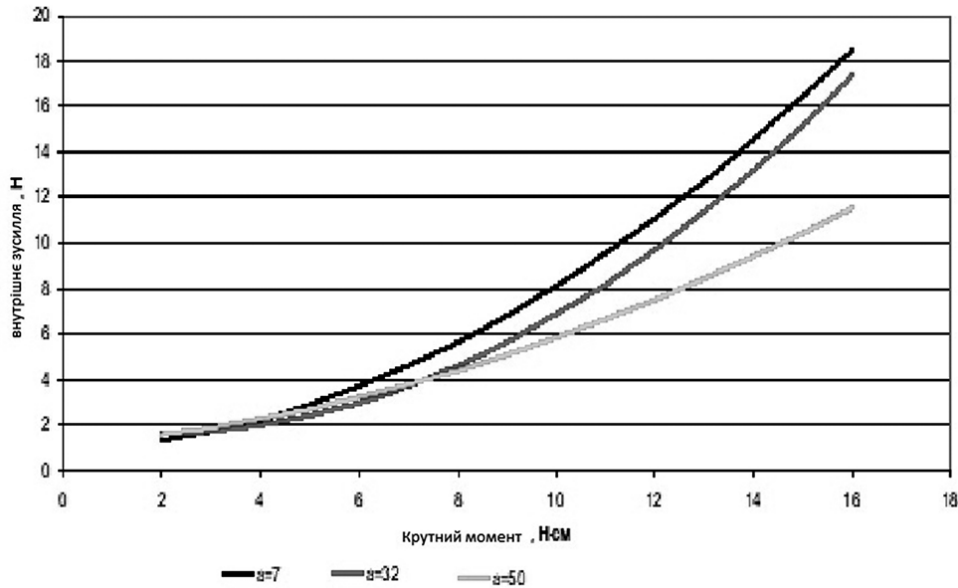


Рис. 3. Залежність внутрішнього зусилля від крутного моменту, що моделює контрактуру при різних кутах згинання α

Дослідження з моделювання десмогенної контрактури проводилися в два етапи. Спочатку оцінювалась ступінь тугорухомості при різних значеннях кута згинання α при різній кількості еластичних елементів (рис. 4). Встановлено, що дана залежність прямо пропорційна.

На другому етапі визначалася залежність внутрішнього зусилля від ступеня тугорухомості при

різних кутах згинання. На рис. 5 представлена залежність внутрішнього зусилля від величини крутного моменту. Як видно, внутрішнє зусилля змінюється по відношенню до крутного моменту за законом кубічної параболи.

За результатами досліджень першого та другого етапів побудовано графіки залежності внутрішнього зусилля від кута згинання α при різній кількості еластичних елементів.

Як видно з графіків, що зображені на рис. 6, внутрішнє зусилля в залежності від кута α змінюється за законом кубічної параболи. При кутах згинання α від 0° до 20° та від 50° до 90° інтенсивність росту внутрішнього зусилля більша, ніж при кутах α від 20° до 50° .

На рис. 7 представлений графік, що побудований за трьома параметрами: внутрішнє зусилля, крутний момент і кут згинання α . Для декартової системи необхідно дві координати, тому одна з них представлена параметром k , що є відношенням внутрішнього зусилля до крутного моменту.

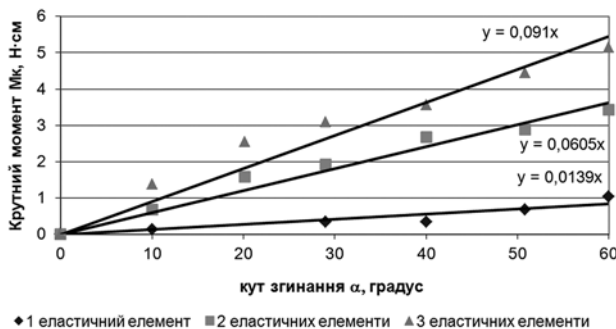


Рис. 4. Значення крутного моменту M_k при різних кутах згинання α та різній кількості еластичних елементів

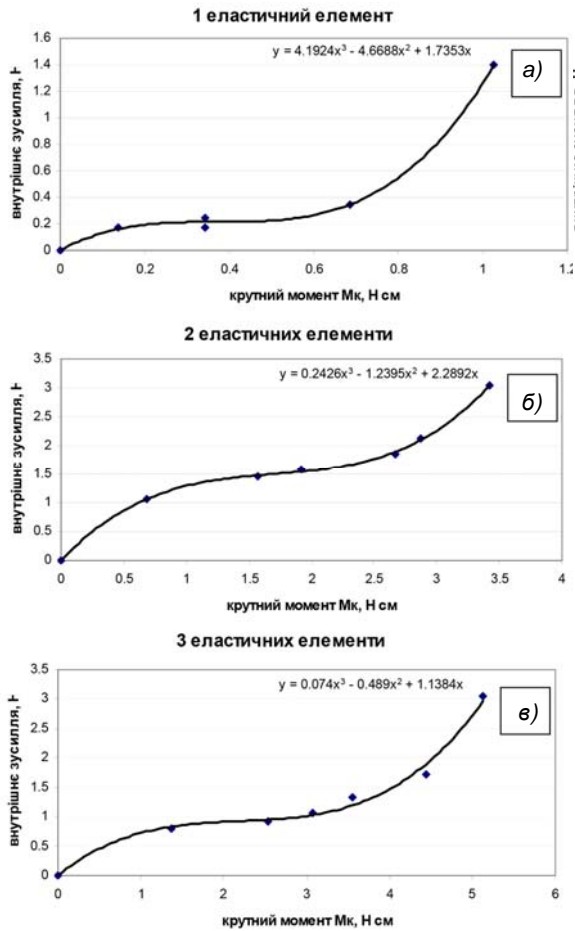


Рис. 5. Залежність внутрішнього зусилля від величини крутного моменту M_k при кількості еластичних елементів:
 а) один; б) два; в) три

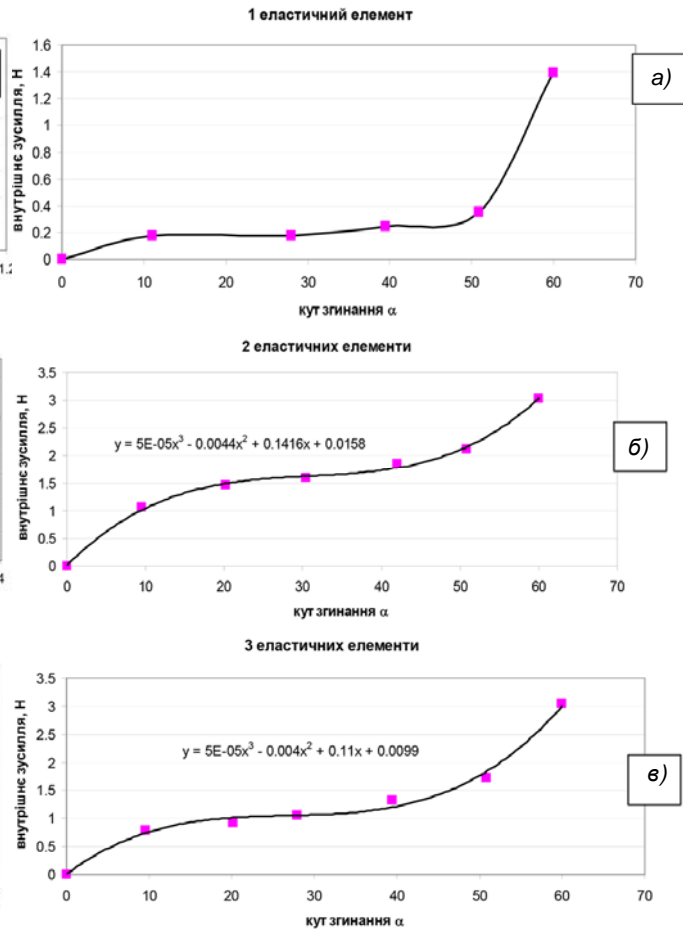


Рис. 6. Залежність внутрішнього зусилля від кута α при кількості еластичних елементів:
 а) один; б) два; в) три

Результати досліджень були об'єднані в шість груп за значенням кута згинання α : 10°, 20°, 30°, 40°, 50° та 60°. Для кожної групи знайдений параметр k .

Аналізуючи графік на **рис. 7**, можна зазначити, що параметр k , який є коефіцієнтом пропорційності між внутрішнім зусиллям та крутним моментом, має найменші значення при кутах від 20° до 50°. Тому в цьому діапазоні кута α для подолання туго-

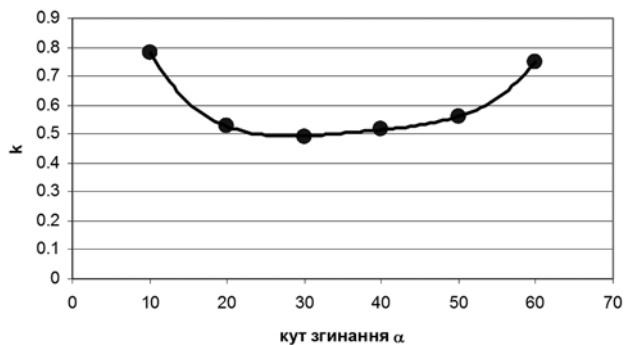


Рис. 7. Залежність параметра k від кута згинання α

рухомості необхідно розвивати мінімальні значення внутрішнього зусилля.

Висновки. Проведені експерименти на фізичній моделі з вивчення механічної роботи суглоба доводять, що:

1. При моделюванні артрогенної контрактури при кутах згинання від 30° до 110° для подолання тугорухомості шарніра необхідно прикласти внутрішнє зусилля меншої величини (менше в 2 рази), ніж при кутах до 30°.
2. При моделюванні десмогенної контрактури при кутах згинання від 20° до 50° для подолання тугорухомості необхідно прикласти внутрішнє зусилля меншої величини (менше в 1,5 рази), ніж при кутах від 0° до 20° та від 50° до 90°.

Перспективи подальших досліджень. Отримані експериментальні дані забезпечують необхідну основу для розробки математичної моделі роботи ПМФ суглоба пальця кисті, яка дозволить обґрунтувати вибір методу лікування з точки зору механіки руху.

References

1. Kuo PH, Deshpande AD. Muscle-tendon units provide limited contributions to the passive stiffness of the index finger metacarpophalangeal joint. *Journal of biomechanics*. 2012; 45 (15): 2531-8. PMID: 22959836. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.07.034
2. Priyanshu F, Fox J, Yun Y, O'Malley MK, Deshpande AD. An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization. *The International Journal of Robotics Research*. 2015; 34 (14): 1747-72. <https://doi.org/10.1177/0278364915598388>
3. Binder-Markey BI, Murray WM. Incorporating the length-dependent passive-force generating muscle properties of the extrinsic finger muscles into a wrist and finger biomechanical musculoskeletal model. *Journal of biomechanics*. 2017; 6: 250-7. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.026
4. Dogadov A, Alamir M, Serviere C, Quaine F. The biomechanical model of the long finger extensor mechanism and its parametric identification. *Journal of biomechanics*. 2017; 58: 232-6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.030>
5. James DF, Clark IP, Colwill JC, Halsall AP. Forces in the metacarpophalangeal joint due to elevated fluid pressure—Analysis, measurements and relevance to ulnar drift. *Journal of biomechanics*. 1982; 15 (2): 73-84. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(82\)90038-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(82)90038-0)
6. Roloff I, Schöffl VR, Vigouroux L, Quaine F. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the finger pulley system. *Journal of biomechanics*. 2006; 39(5): 915-23. PMID: 16488229. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.01.028
7. Chao EY, Kai-Nan An. Determination of internal forces in human hand. *J Eng Mech Div ASCE*. 1978; 14: 255–72.
8. Federico C, Lorenzi V. Finger mathematical modeling and rehabilitation. *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*. Springer, Boston, MA, 1994; 256: 197-223.
9. Sancho-Bru JL, Pérez-González A, Vergara-Monedero M, Giurintano D. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of biomechanics*. 2001; 34 (11): 1491-500. PMID: 11672724. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00106-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00106-3)
10. Esteki A, Mansour JM. A dynamic model of the hand with application in functional neuromuscular stimulation. *Annals of biomedical engineering*. 1997; 25 (3): 440-51. <https://doi.org/10.1007/BF02684185>
11. Valero-Cuevas FJ, Zajac FE, Burgar CG. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of biomechanics*. 1998; 31 (8): 693-703. PMID: 9796669. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00082-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00082-7)
12. Grinyagin IV. *Kompyuternaya diagnostika dvigatel'noy aktivnosti paltsev ruki cheloveka na osnove biomekhanicheskogo modelirovaniya*: dis. ... kand. med. nauk, Abstr. PhD. (Med.). M, 2011. 170 s. [Russian]
13. Ezhov MYu, Berendejev NN, Petrov SV. Matematicheskaya model razvitiya izmeneniy v sustavnykh tkanyakh pri razlichnykh po intensivnosti fizicheskikh zagruzkakh. *Fundamentalnye issledovaniya*. 2013; 7 (3): 550-4. [Russian]
14. Korolev SB. Analiz patologicheskoy biomekhaniki v razvitiy operativnogo i vosstanovitel'nogo lecheniya kontraktur i deformatsiy sustavov. *Evol'yutsiya khirurgii krupnykh sustavov: sb nauch tr*. 2011. p. 75–7. [Russian]
15. Samoylov IA, Tregubov VP. Matematicheskoe modelirovaniye dvizheniya paltsa kisti i upravleniya so storony nervnoy sistemy. *Trudy XLVII mezhdunarodnoy nauchnoy konferentsii "Protsessy upravleniya i ustoychivost"*. 2016. p. 122-7. [Russian]

УДК 616.177.9-008:612.7:001.891.5

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТУГОПОДВИЖНОСТИ МЕЖФАЛАНГОВЫХ СУСТАВОВ ПАЛЬЦЕВ КИСТИ НА ФИЗИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ

Кострица К. Ю., Науменко Л. Ю., Арбузов М. А., Маметьев А. А.

Резюме. Для понимания биомеханических процессов функционирования кисти в условиях тугоподвижности суставов пальцев создана физическая модель различных видов контрактур проксимального межфалангового сустава.

Цель работы: на физической модели пальца кисти определить усилия, необходимые для преодоления сопротивления в шарнире в условиях различных видов тугоподвижности при различных углах сгибания.

Материалы и методы. Исследования проводились на физической модели пальца кисти. Закручиванием винта с разным усилием и увеличением количества эластичных элементов на шарнире ограничивалась его подвижность. С помощью MSOffice Excel 2010 создана база экспериментальных данных и построены графики зависимости.

Результаты и обсуждение. При моделировании артрогенной контрактуры полученные значения внутренних усилий при определенных значениях крутящего момента и углах сгибания аппроксимированы квадратной параболой, построены графики зависимости. При моделировании десмогенной контрактуры введен параметр k , представляющий собой отношение внутреннего усилия к крутящему моменту,

построен график зависимости. Анализируя графики, определены усилия, необходимые для преодоления тугоподвижности шарнира.

Выводы. Проведенные эксперименты на физической модели проксимального межфалангового сустава доказывают, что при моделировании артрогенной контрактуры при углах сгибания от 30° до 110° для преодоления тугоподвижности шарнира необходимо прикладывать внутреннее усилие меньше в 2 раза, чем при углах до 30°; при моделировании десмогенной контрактуры при углах сгибания от 20° до 50° для преодоления тугоподвижности необходимо прикладывать внутреннее усилие меньше в 1,5 раза, чем при углах от 0° до 20° и от 50° до 90°. Полученные экспериментальные данные обеспечивают необходимую основу для разработки математической модели работы проксимального межфалангового сустава пальца кисти, которая позволит обосновать выбор метода лечения с точки зрения механики движения.

Ключевые слова: контрактура, физическая модель пальца кисти, проксимальный межфаланговый сустав.

UDC 616.177.9-008:612.7:001.891.5

Modeling the Stiffness of the Interphalangeal Finger Joints on the Physical Model

Kostrysia K. Yu., Naumenko L. Yu., Arbuzov M. A., Mametiev A. O.

Abstract. A physical model of different types of contractures of the proximal interphalangeal joint was created to understand the biomechanical processes of hand functioning in conditions of stiffness of the finger joints.

The purpose of the work is to determine the efforts necessary to overcome the resistance in the hinge in conditions of different types of stiffness at different angles of bending. The actions are performed on the physical model of the interphalangeal finger joints.

Materials and methods. The research was carried out on the physical model of the interphalangeal finger joints. The physical model of the three-phalang hand, which was used in the study, is made of wooden billets by turning and bringing to shapes similar to real ones with the help of locksmith's refinement with observance of anatomical proportions. By twisting the screw with different force we limited the mobility of the hinge and increased the number of elastic elements on it. The database of experimental data was created and the dependency charts were constructed with the help of MSOffice Excel 2010.

Results and discussion. During experimental modeling of arthrogene contracture, discrete values of internal forces were obtained at certain values of torque and bending angle α . The obtained data were divided into three groups: the first – the data obtained at the angle of bending 7°, the second – 32°, the third – 50°. Graphs were built for each group. The results presented on them were approximated by a square parabola. Based on the nearly approximation functions, the graphs of the internal force's dependence on the torque model, which simulates contracture, are constructed, at different angles of bending. When modeling desmogenic contracture introduced parameter k , which is the ratio of internal force to torque, built a graph of the relationship. Analyzing the graphs, the necessary efforts are made to overcome the rigidity of the hinge.

Conclusions. The experiments performed on the physical model of the interphalangeal finger joints proved that: 1) when modeling arthrogenic contracture at angles of flexion from 30° to 110°, to overcome the stiffness of the hinge, it is necessary to apply an internal force of lesser magnitude (less than 2 times) than at angles up to 30; 2) when modeling desmogenic contracture at angles of flexion from 20° to 50°, an internal force of less magnitude (less than 1.5 times) must be applied to overcome stiffness, than at angles from 0° to 20° and from 50° to 90°.

Prospects for further research. The obtained experimental data provide the necessary basis for the development of a mathematical model of the work of the interphalangeal finger joints, which will justify the choice of the method of treatment in terms of motion mechanics.

Keywords: contracture, physical model of a finger, proximal interphalangeal joint.

Стаття надійшла 24.02.2018 р.

Рекомендована до друку на засіданні редакційної колегії після рецензування