

УДК

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023448-55>

## Вплив зміни довжини компонентів м'язово-сухожилкового елемента м'язів-згиначів ліктьового суглоба на його ізометричну силу та крутний момент

О. А. Тяжелов<sup>1</sup>, О. Д. Карпінська<sup>1</sup>, М. Д. Рикун<sup>1</sup>, О. Ю. Браніцький<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup> Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова МОЗ України

*Immobilization of the joint leads to the formation of immobilization contracture, which is accompanied by a decrease in the elasticity of tendons and muscles, i.e. loss of full contraction and stretching. The torque in human joints is one of the key indicators in assessing rehabilitation. Objective. To study the effect of changes in the strength, length of muscles and tendons of the elbow joint on the torque in flexion. Methods. The basic OpenSim model arm26 was used for modeling. To determine the change in the length of the components of the muscle-tendon element (MTE), their length was determined at a 90° angle of elbow flexion. The decrease in muscle strength was considered a loss per day for elbow flexors — 1.2 %, extensors — 1.1 %. The decrease in strength was calculated for a period of immobilization of 45 days. Three models were created: Normal — a model without changes in muscle parameters; Contracture — a change in the length of muscles and tendons; Contracture + muscle (CM) — an additional decrease in muscle strength. Results. The obtained data of torques when changing the length of the MTE components showed their increase in conditions of unchanged isometric muscle strength. But this option is not possible after immobilization of the limb. Therefore, it is closer to the real model of CM, in which the torque is significantly reduced by the amount of decrease in muscle strength. These models show a tendency that the change in the components of the MTE due to immobilization increases the joint torque and, when trying to apply excessive force during joint development, can lead to traumatic consequences. During immobilization, the flexor muscles shorten, which prevents the patient from fully extending the elbow joint. Conclusions. This work on predicting the elbow joint torque generated by the muscles can be useful in studying specific clinical situations with elbow joint contractures, but cannot be fully transferred to practice due to the significant conventionality of the model parameters. However, the modeling method can show trends in changes in muscle function parameters when their geometry changes. Keywords. Mathematical modeling, elbow joint, torque, contracture.*

*Знерухомлення суглоба призводить до формування іммобілізаційної контрактури, яка супроводжується зниженням еластичності сухожилків і м'язів, тобто втратою повноцінного скорочення/розтягування. Крутний момент у суглобах людини є одним із ключових показників під час оцінювання результатів реабілітації. Мета. Вивчити вплив зміни сили, довжини м'язів і сухожилків ліктьового суглоба на крутний момент за згинання. Методи. Для моделювання використано базову модель OpenSim — arm26. Зміну довжини компонентів м'язово-сухожилкового елемента (МСЕ) визначили за їхньою довжиною за кута згинання ліктьового суглоба під 90°. Зменшенням сили м'язів вважали втрати за добу для згиначів ліктьового суглоба — 1,2 %, розгиначів — 1,1 %. Розраховували зменшення сили для терміну іммобілізації 45 днів. Створено 3 моделі: Normal — без змін параметрів м'язів; Contracture — зміна довжини м'язів і сухожилків; Contracture + muscle (CM) — додатково зменшення сили м'язів. Результати. Отримані значення крутних моментів за зміни довжини компонентів МСЕ показали їхнє зростання в умовах незмінної ізометричної сили м'язів. Але такий варіант неможливий після іммобілізації кінцівки. Тому ближче до реального є модель CM, коли крутний момент помітно зменшується на величину послаблення сили м'язів. Наведені моделі демонструють, що зміна компонентів МСЕ внаслідок іммобілізації збільшує крутний момент суглоба та, в разі намагання в процесі фізіотерапії суглоба прикласти надмірне зусилля, може призвести до травматичних наслідків. За іммобілізації м'язи-згиначі вкорочуються, що заважає пацієнтові повністю розігнути ліктьовий суглоб. Висновки. Прогнозування крутного моменту ліктьового суглоба, який створюють м'язи, може бути корисним для вивчення конкретних клінічних ситуацій за контрактур цього суглоба, але його не доцільно повністю переносити в клінічну практику через значну умовність параметрів моделей. Застосований метод моделювання може показати тенденції за змін параметрів функціонування м'язів у разі модифікації їхньої геометрії.*

**Ключові слова.** Математичне моделювання, ліктьовий суглоб, крутний момент, контрактура

## Вступ

Загально відомий факт — знерухомилення суглоба призводить до формування іммобілізаційної контрактури. Через тривалу іммобілізацію виникає низка змін як самого суглоба, так і періартикулярних тканин. Унаслідок сповільнення кровообігу відбувається дефіцит живлення тканин, що призводить до їхніх фізичних (втрата гідратації хряща, зменшення сили м'язів) та морфологічних (перебудови біохімічної структури) змін. У разі тимчасової іммобілізації (до 6 міс.) зміни в суглобах здебільшого або повністю усуваються, за триваліших термінів знерухомилення у тканинах суглобів і м'язах відбуваються процеси стійкої незворотної перебудови [1, 2].

Зниження еластичності сухожилків («твердіння» м'язів), тобто втрата здатності до повноцінного скорочення/розтягування — одна з явних змін, які відбуваються в суглобі після іммобілізації. Це найважливіший привід до виникнення контрактур суглобів.

Крутний момент у суглобах людини є одним із ключових показників під час оцінювання результатів реабілітації. Комп'ютерне моделювання стало сучасним методом дослідження роботи м'язів під час руху. Воно допомагає виявити чинники, які спричиняють рухові розлади, оцінити біомеханічні наслідки можливих методик лікування. OpenSim — це програмне забезпечення для розробки, аналізу та поширення таких симуляцій. У OpenSim модель опорно-рухового апарата складається з набору жорстких тіл, з'єднаних суглобами. М'язи охоплюють ці суглоби і створюють сили, які прискорюють тіло відповідно до законів фізики.

**Мета:** вивчити вплив зміни сили, довжини м'язів і сухожилків ліктьового суглоба на крутний момент під час згинання.

## Матеріал і методи

Для моделювання взято базову модель OpenSim — arm26 [3].

### Основні положення біомеханіки м'язів

Наведемо технічні характеристики для розуміння методів вивчення впливу контрактури на силу та суглобовий момент за зміни довжини м'язових волокон і сухожилків у програмі OpenSim [4].

Найвідомішою моделлю м'язово-сухожилкового елемента (МСЕ) є модель Хілла. На рис. 1 наведено її удосконалену модель, яка використовується для визначення сили скорочення м'язів [5]. Вона включає послідовний пружний елемент (SE),

пасивний пружний елемент (PE), елемент скорочення (CE), в'язко-деформований елемент (VE) та кут пентації волокон м'язів (*pars penina*) ( $\varphi$ ) (рис. 1).

Відповідно до м'язової моделі Хілла відношення між довжиною м'яза ( $l_m$ ), довжиною м'язового волокна ( $l_m$ ) та довжиною сухожилків ( $l_t$ ), описується формулою [6]:

$$l_{m1} = l_m \cdot \cos\varphi + l_{t1} + l_{t2}. \quad (1)$$

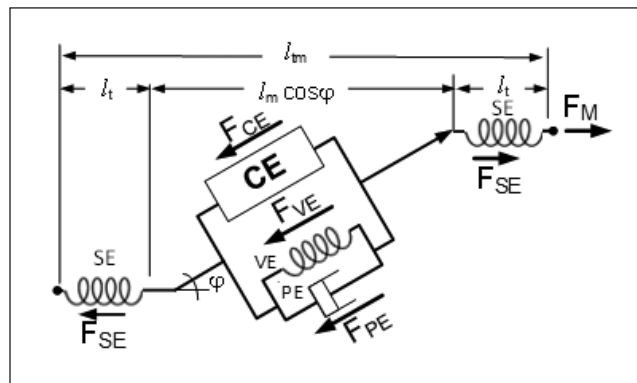
М'язова сила розраховується за формулою:

$$F_M = (F_{CE} + F_{PE} + F_{VE}) \cdot \cos\varphi. \quad (2)$$

Активна сила, яку створює м'яз, залежить від його активації, довжини та швидкості.

Для вивчення впливу довжини м'яза ( $l$ ) на його силу ( $F$ ) за загальною моделлю Хілла використовують чотири початкові параметри: оптимальна довжина волокна м'яза ( $l_{m0}$ ), максимальна ізометрична сила м'яза ( $F_M$ ), довжина провисання сухожилка ( $l_{is}$ ), кут  $\varphi$  (кут пентації).

М'яз створює свою максимальну активну силу ( $F_{M0}$ ), коли довжина м'язового волокна ( $l_M$ ) відповідає оптимальній довжині волокна ( $l_{m0}$ ). Хоча оптимальна довжина волокон різна для різних м'язів, ізометричну здатність будь-якого м'яза генерувати силу можна охарактеризувати поточною довжиною волокна м'яза відносно його оптимальної довжини. Коли довжина м'язового волокна перевищує його оптимальну довжину, паралельний еластичний елемент розтягується, створюючи пасивну силу, яка залежить від довжини м'яза, незалежно від активації. Якщо сухожилок розтягується понад довжину провисання ( $l_{is}$ ), воно також створює пасивну силу. Оскільки м'яз працює послідовно зі сухожилками, сила м'яза та сила сухожилка повинні бути в рівновазі, урахувавши кут пентації ( $\varphi$ ).



**Рис. 1.** Модель м'язово-сухожилкового елемента та сил, які діють під час скорочення м'яза

### Крутний момент (Torque, Nm)

Для розуміння крутного моменту важливим є визначення поняття важеля моменту. Це перпендикулярна відстань від осі обертання до лінії дії сили. Плече моменту визначає якість крутного моменту та змінюється залежно від кута прикладання сили (рис. 2, а). Крутний момент залежить від: кількості сили (сили м'язів), кута прикладення сили та довжини важеля моменту.

Крутний момент створює біомеханічний рух, тобто рух важільної системи (кісток). Можливість максимізувати крутний момент, який може генерувати м'яз, дасть змогу його оптимально зміцнити. Чим більший крутний момент може зробити м'яз, тим більший рух створюється на кінцівках (важелях) тіла. Отже, для збільшення рухливості суглоба можна маніпулювати зміною крутного моменту. Амплітуда руху суглоба не завжди корелює з величиною крутного моменту, яку може створити м'яз. Ураховуючи те, що довжина важеля (довжина передпліччя) не змінюється, на крутний момент буде впливати лише сила м'яза. Модифікації щодо сили м'язів у моделі описані нижче.

Найбільший крутний момент виникає у разі прикладання сили під кутом  $90^\circ$ .

У ліктьовому суглобі крутний момент ( $T$ ) генерується м'язом і передається через сухожилки ( $F_{SE}$ ) та радіус ліктьового суглоба ( $r_j$ ) (рис. 1), розраховується за формулою [8].

$$T_i = F_{SE} \cdot r_j. \quad (3)$$

### Анатомічні підстави для зміни моделей

В умовах іммобілізації ліктьовий суглоб знаходиться в зігнутому під  $90^\circ$  положенні. Тобто м'язи-згиначі суглоба зменшують свою довжину, а розгиначі, навпаки — збільшують.

Ми не розглядаємо рухи пронації та супінації передпліччя. У моделі передбачено лише згинання

ліктьового суглоба до  $90^\circ$ , тому для вивчення роботи розгиначів файл координат рухів суглоба було розширено до розгинання.

Координати рухів згинання — від  $0^\circ$  до  $90^\circ$ , розгинання — від  $90^\circ$  до  $0^\circ$ .

Зміни в моделі передбачали модифікацію довжини та сили м'язів відповідно до іммобілізації під кутом  $90^\circ$  та втратою сили стандартної тривалості неускладнених позасуглобових травм верхньої кінцівки — 45 діб.

У разі іммобілізації ліктьового суглоба в зігнутому під  $90^\circ$  положенні довжина компонентів МСЕ м'язів-згиначів вимушено зменшена, а елементи м'язів-розгиначів розтягнуті. Тривала іммобілізація впливає на стан м'язово-сухожилкового елемента «закріплюючи» довжину його компонентів. Одразу після зняття іммобілізації рухливість суглоба різко обмежена, навіть незалежно від тривалості іммобілізації. Зі зменшенням довжини компонентів м'язів — знижується активна сила м'язів, а зі збільшенням довжини і сили м'язів — відновлюється рухливість суглобів.

Під час моделювання будемо вважати, що одразу після зняття іммобілізації під кутом  $90^\circ$  довжина компонентів м'язово-сухожилкового елемента буде відповідати довжині саме за такого кута згинання. Виходячи з того, що під час іммобілізації м'язи втрачають силу, відповідно до метааналізу [9] втрата сили згиначів ліктьового суглоба складає 1,2 % за добу, втрата сили розгиначів — 1,1 % за добу. Показники щодо зміни параметрів м'язів і сухожилків наведено в таблиці.

Було створено 3 моделі:

Normal (N) — базова, без змін параметрів м'язів;

Contracture (C) — зі зміненою довжиною м'язів та сухожилків (відповідно розрахунків);

Contracture + muscle (CM) — попередня модель зі зміненою силою м'язів (відповідно розрахунків).

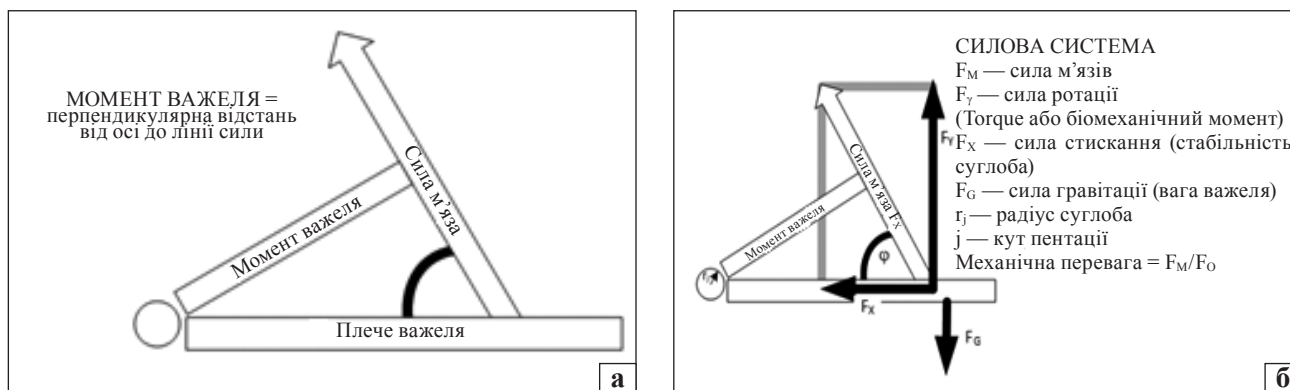


Рис. 2. Крутний момент ліктьового суглоба [7]: а) момент важеля в силевій системі; б) діаграма сили вільного тіла аналізу компонентів системи сил (включно з крутним моментом)

Через те, що реабілітація відновлення рухів у ліктьовому суглобі передбачає і силові вправи, було вивчено моделювання активного моменту за активації сили на 50 %. Крутний момент розрахований відносно часу модуляції, на 1 с припадає згинання в 90°, на 2 с — повне розгинання суглоба.

## Результати

Рухи в ліктьовому суглобі відбуваються лише в одній площині. Згинання та розгинання — виконуються двома групами м'язів руки: переднім і заднім відділами.

Згинання в ліктьовому суглобі забезпечують м'язи передньої групи: двоголовий м'яз плеча (*biceps brachii*), який має дві головки (*biceps long* та *biceps short*) та плечовий м'яз (*brachialis*). У процесі згинання ліктьового суглоба створюється крутний момент. У разі зміни компонентів МСЕ, які відбуваються під час іммобілізації, буде змінюватися і момент суглоба.

Довжина м'яза впливає на силу, яку здатен розвинути м'яз. У моделі С було змінено довжину компонентів м'язово-сухожилкового елемента (таблиця), що відповідно вплинуло на силу, яку розвиває м'яз. Через те, що крутний момент залежить від сили та радіуса суглоба, урахувавши, що розміри суглоба залишаються незмінними, саме сила м'яза буде відповідати за величину крутного моменту суглоба.

Під час згинання ліктьового суглоба компоненти МСЕ змінюють свою довжину по різному. Зміна довжини компонентів МСЕ впливає на відношення «сила м'яза» ↔ «довжина волокна» м'яза і, відповідно, за різних кутів згинання ліктьового суглоба може порушуватися це співвідношення.

На діаграмах показано загальну силу м'яза (*total fiber-force*), яка дорівнює сумі його пасивної й активної сил (без / повна активація м'яза). Оскільки пасивну частку сили м'яза бере на себе сухожилок, то його загальна сила буде включати силу, яку розвиває сухожилок і тканини м'яза. Розвиток кривої сили м'язів для моделі СМ буде паралельний за криву моделі С, але на 50 % меншим.

Розглянемо вплив зміненої сили м'язів на крутний момент суглоба. Він буде різним під час згинання суглоба без навантаження, тобто без активації м'язів, та з активацією на 50 %.

Зміни моменту ліктьового суглоба за *m. biceps long* наведено на рис. 3.

У нормі під час згинання на кут 90° довга головка біцепса тканини м'яза скорочується на 20 %, а довжина сухожилків збільшується в межах 3 % (таблиця). Крива сили м'яза в нормі показана на рис. 3, а. Максимум припадає на кут згинання 45°, а мінімум — 90°. Пасивний момент у нормі становить 1 Нм за кута згинання 45°. Під час активації *m. biceps long* активний на всій траєкторії згинання [10], що відповідає діаграмі рис. 3, в.

У моделі С після зміни довжини компонентів МСЕ крива сили дзеркально змінила свій напрям. М'яз знаходиться в напруженні за повного розгинання суглоба, і зменшує силу під час згинання до 45°, й збільшує в разі подальшого руху до кута приблизно 75°, залишаючись у збудженому стані до моменту розгинання на той самий кут. Збудження м'яза видно на кривій пасивного моменту, тобто сухожилки максимально розтягуються за згинання кута до 45°, а мінімально — 90°. Зміна пасивного моменту під час розгинання дзеркально відображує криву згинання.

У моделі СМ крім зміни довжини компонентів МСЕ, зменшена сила м'яза. Крива розвитку сили від кута згинання паралельна кривій моделі С, але знижена на 50 %. Крива пасивного моменту, відповідно, також подібна кривій моделі С, але пікові значення знижені також на 50 %, із мінімумом у куті згинання 90°.

Під час активного моменту криві моделей N та С близькі, бо сила м'яза моделі С більше, момент також — приблизно на 3–5 %. Крива моделі СМ має аналогічну форму зі зниженням максимуму на величину зменшення ізометричної сили компонентів МСЕ.

Таблиця

Параметри МСЕ в моделях ліктьового суглоба

М'яз	Довжина компонентів м'язово-сухожилкового елемента (м)				Сила м'яза (N)			
	оптимальна		за згинання 90°		номінальна	втрата (%)		залишок
	м'яз	сухожилок	м'яз	сухожилок		за добу	45 діб	
<i>Biceps long</i>	0,116	0,272	0,092	0,281	624,30	1,1	49,5	315,27
<i>Biceps short</i>	0,132	0,192	0,092	0,198	435,56	1,1	49,5	219,96
<i>Brachialis</i>	0,086	0,054	0,067	0,055	987,26	1,1	49,5	498,57

Розглянемо як змінюється сила *m. biceps short* зі зміною довжини компонентів МСЕ (рис. 4, а).

Ізометрична сила *m. biceps short* менше *m. biceps long*, крива сили згладжена. На інтервалі від 0° до 45° згинання сила м'яза не змінюється, а від 45° до 90° — спостерігається зменшення ізометричної сили. Під час розгинання крива відзеркалюється.

У разі зміни компонентів МСЕ зафіксовано зменшення довжини волокон м'яза на 30 % та збільшення сухожилка на 3 % у моделі С, крива сили аналогічна *m. biceps long*, але згладжена і має менші значення.

Пасивний крутний момент *m. biceps short* у нормі має незначні зміни крутного моменту та два максимуми — за кута згинання суглоба на 30° на рівень 0,215 Нм і згинання на 90° — 0,189 Нм, тому можна вважати, що пасивний крутний момент постійний. Суттєва зміна кривої сили за зміни довжини компонентів МСЕ показує максимум крутного моменту за кута згинання до 30° із перевищенням норми на 90 % (до 3,5 Нм) зі зменшенням за кута 90° до норми. Зворотний процес розгинання повторює збільшення крутного моменту до 30° та поступове його зменшення. Для моделі СМ крива крутного моменту має схожу моделі С траєкторію за максимуму крутного моменту 1,8 Нм із кутом згинання 30°, і мінімуму — 90° згинання — 0,1 Нм, що нижче норми. Максимум моделі С більше моделі N від 5 до 20 % в різні моменти згинання, а моделі СМ менше норми вдвічі.

У разі активації м'яза на 50 %, криві мають однакову траєкторію крутного моменту з поступовим його збільшенням до кута 90°, але крутний момент моделі С перевищує від 5 до 21 % залежно від кута згинання, величину моменту моделі N, а для моделі СМ — крутний момент менше на 50 % від норми.

Розглянемо зміну сили *m. brachialis* (рис. 5, а). Через те, що плечовий м'яз доволі короткий, але найсильніший з м'язів руки, зміни, які відбуваються під час іммобілізації впливають на його силу, а враховуючи, що він відповідає виключно за згинання ліктьового суглоба, страждає саме ця функція.

У нормі *m. brachialis* під час повністю розігнутого ліктьового суглоба напружений. Саме тому найкомфортніше положення руки за незначного ліктьового згинання. Сила м'яза після кута згинання 40° знижується і сягає мінімуму за кута 90°. У разі зміни довжини компонентів МСЕ — зменшується довжина волокон м'яза на 20 % та збільшується довжина сухожилків — 1 %, крива ізометричної сили м'яза кардинально змінюється.

За умов повністю розігнутого ліктьового суглоба лише за рахунок збільшення довжини сухожилків ізометрична сила м'яза зменшилась на 4,5 %, а до кута згинання 70° сила м'яза продовжує збільшуватися і залишається не змінною до 90°. Тобто в моделі С крива сили має обернену траєкторію відносно моделі N.

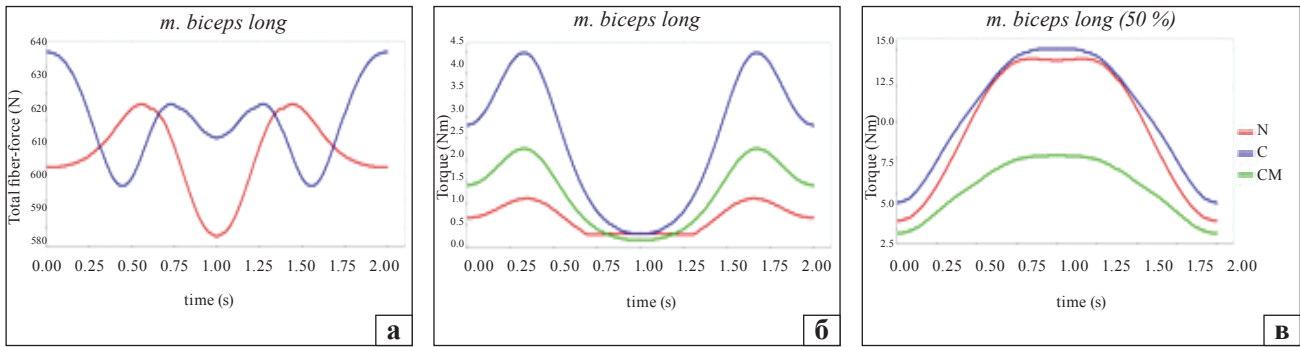
Пасивний крутний момент *m. brachialis* у нормі має згладжений характер із максимумом 0,375 Нм за умов повністю розігнутого суглоба і під час згинання на 90° — 0,2 Нм. Як видно на діаграмі (рис. 5, б), для моделі С характерна наявність значного (на 87 %) збільшеного початкового крутного моменту (до 3 Нм) і стрімкого зменшення норми в разі зігнутого під 90° ліктьового суглоба. Для моделі СМ крива крутного моменту аналогічна моделі С, але більш згладжена, із меншими значеннями екстремумів — 1,5 Нм за розігнутого суглоба і 0,1 Нм за кута 90°, що менше норми.

У разі активації м'яза на 50 % для моделі С нівелюється зменшення довжини його компонентів і крутний момент практично наближається до нормального, але перевищує його. Для моделі СМ — крутний момент паралельний нормальному, але зменшений і більш згладжений, тобто м'яз не здатний виконати нормальний рух суглоба.

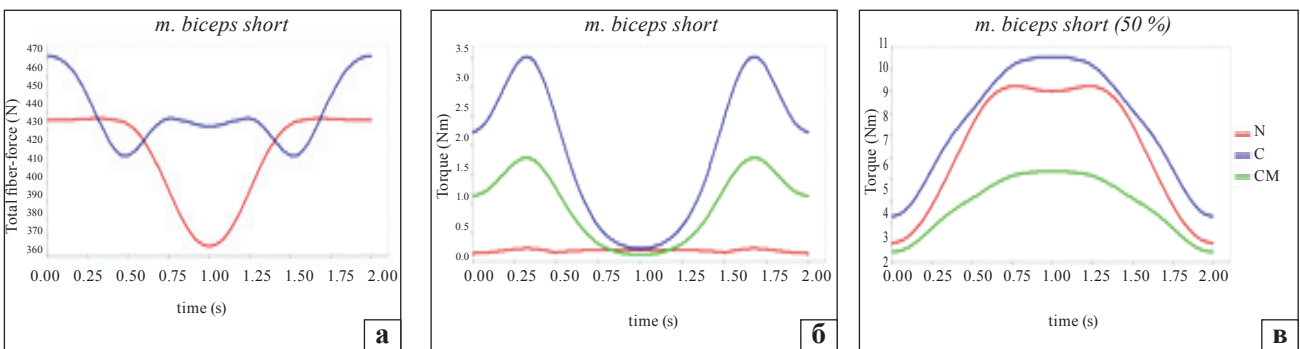
Розглянемо який крутний момент розвивають м'язи-згиначі в пасивному й активному режимах роботи (рис. 6).

За результатами моделювання визначили, що в нормі під час згинання ліктьового суглоба сумарна сила, яку розвивають м'язи-згиначі, становить 100 Н із максимумом за повного розгинання суглоба. Зміна довжини компонентів МСЕ призводить до збільшення активації сили з 0° кутом суглоба в моделі С до 730 Н, у моделі СМ — до 370 Н. За кута суглоба 90° сумарна сила м'язів для всіх моделей становить майже 10 Н. Пасивний момент у нормі має максимум за кута згинання 30° — 1,8 Нм за кута 90° крутний момент становить 1,2 Нм. Крутний момент моделі С різко зріс до 9,5 Нм за кута суглоба на інтервалі від 20° до 30° із мінімумом за 90° — 1,2 Нм. У моделі СМ крутний момент також має максимум у діапазоні від 20° до 30° — 5 Нм із мінімумом 0,6 Н за кута 90°.

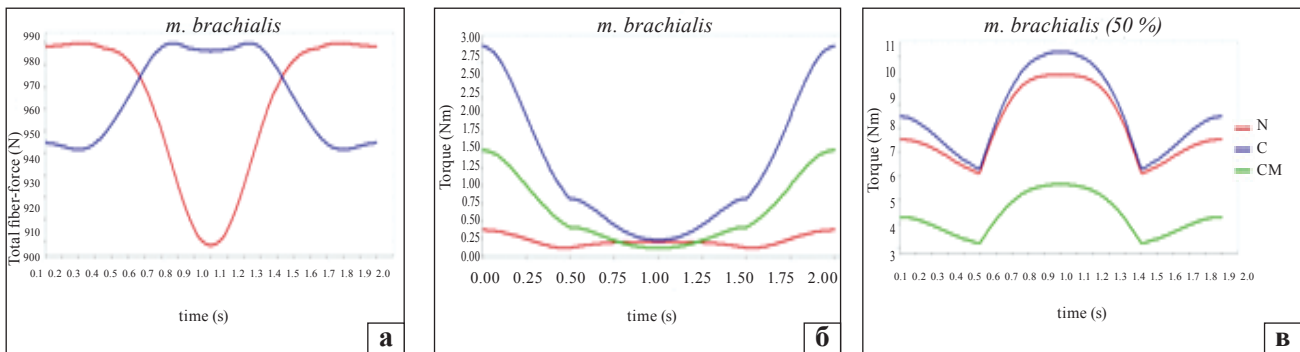
Активний крутний момент у нормі має згладжене зростання до 32 Нм до кута суглоба 70° і далі залишається незмінним, у моделі С він різко зростає у всьому діапазоні згинання з максимумом 36 Нм за 90° кута суглоба. Крива активного крутного моменту моделі СМ аналогічна попередній кривій із максимумом 18 Нм.



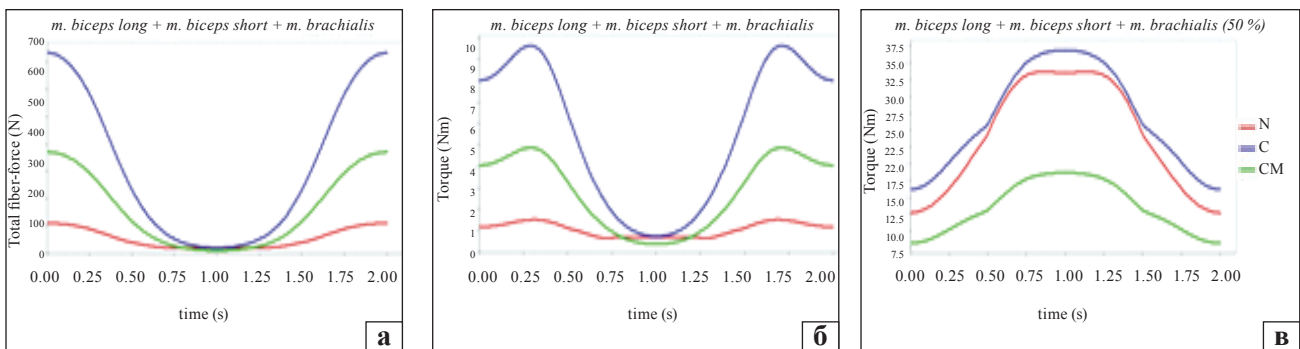
**Рис. 3.** Характеристики *m. biceps long* за згинання/розгинання суглоба: а) загальна сила м'язів (*total fiber-force*, N) моделей N та C; б) пасивний крутний момент (без активації); в) момент у разі активації м'язів на 50 %



**Рис. 4.** Характеристики *m. biceps short* за згинання/розгинання суглоба: а) загальна сила м'язів (*total fiber-force*) моделей N та C; б) пасивний крутний момент (без активації); в) момент за активації м'язів на 50 %



**Рис. 5.** Характеристики *m. brachialis* за згинання/розгинання суглоба: а) загальна сила м'язів (*total fiber-force*) моделей N та C; б) пасивний крутний момент (без активації); в) момент під час активації м'язів на 50 %



**Рис. 6.** Характеристики м'язів-згиначів за згинання/розгинання суглоба: а) загальна сила м'язів-згиначів (*total fiber-force*) моделей N та C; б) пасивний крутний момент (без активації); в) момент за активації м'язів на 50 %

## Обговорення

На м'язову силу впливає зміна довжини м'яза за умов її скорочення, тому його напруження відбувається в різні моменти її довжини [11]. Зміна довжини м'яза пов'язана зі зміною кута суглоба, тобто його зміна впливає на силу скорочення м'язів та їхню функцію [12], тому кут згинання суглоба є змінною величиною, яка впливає на максимальну силу м'яза [13–15].

За J. E. Kasprisin і M. D. Grabiner [16], чим коротше довжина м'яза, тим більше м'язова активація. Здебільшого, зміна довжини м'яза впливає на її активацію.

У своїй праці J. Yang зі співавторами [17] довели, що м'язова сила біцепса була найвищою за кута в суглобі  $56^\circ$ . Саме в цій точці вона на 20 % більше, ніж у стані спокою. Отримані результати моделювання збігаються з показниками експериментального дослідження, хоча в роботі розглядали окремо головки біцепса, максимум сили м'яза для нормальної моделі припадає на інтервал від  $45^\circ$  до  $60^\circ$ .

Не було знайдено публікацій щодо вивчення зміни сили м'язів у разі зміни їхньої довжини для одно й того ж суб'єкта, тому можемо орієнтуватися лише на математичні розрахунки — тобто зменшення довжини м'язів збільшує його активацію та силу.

Стосовно експериментальних досліджень моментів ліктьового суглоба за контрактур ліктьового суглоба знайдено лише публікацію щодо вивчення сили та крутних моментів ліктьового суглоба в дітей з іммобілізаційними контрактурами після одностороннього перелому дистального відділу плечової кістки [18]. Умови експерименту відрізнялися від умов моделювання, початковий кут ліктьового суглоба становив  $45^\circ$  через наявність згинальної контрактури  $10,8^\circ \pm 9,5^\circ$  і згинання здійснювали до максимально можливого рівня (більше  $130^\circ$ ). Тобто з аналізу випадали значення повного розгинання. Але показники піку крутного моменту, які створюють м'язи-згиначі також збігаються з нашими результатами. Тобто максимум припадає на інтервал  $50^\circ$ – $60^\circ$  і не перевищує  $(2,7 \pm 1,2)$  Нм за інтервалу розкиду від 1 до 5 Нм; за результатами нашого дослідження відомо, що на інтервалі від  $45^\circ$  до  $90^\circ$  кута суглоба максимальний крутний момент становить 1 Нм, а максимум припадає на кут згинання  $30^\circ$  — 1,8 Нм. Автори припускають, що в обмеження рухливості суглоба залучені різні тканини, тому момент на травмованому суглобі змінюється

у значних межах — від 1 до 5,5 Нм із медіаною 3 Нм. Силу м'язів ліктьового суглоба ми не вивчали, тому не можемо порівняти, але отримані показники моментів збігаються з кривою моделі CM — тобто зі зміненою довжиною компонентів MCE та зменшеною силою м'язів.

Аналізуючи показники крутних моментів за зміни довжини компонентів м'язово-сухожилкового елемента, визначили їхнє зростання в умовах незмінної ізометричної сили м'язів. Але такий варіант практично не можливий після травм та іммобілізації кінцівки. Тому ближче до практичного застосування модель CM — тобто зміна довжини м'язів і зменшення їхньої сили. У моделі показано зміну компонентів MCE та сили м'язів під час іммобілізації під кутом  $90^\circ$  і такий їх стан перенесено в моделі, що здебільшого не відповідає практичному застосуванню і має велику варіабельність. Ці моделі показують лише тенденцію до зміни компонентів MCE через іммобілізацію, яка збільшує крутний момент суглоба і під час намагання в процесі розробки суглоба прикласти надмірне зусилля, може спричинити травматичні наслідки.

Результати моделювання не доцільно повністю перенести на лікування пацієнта через велику варіабельність функціонування кінцівки після травми й іммобілізації. Проте можна однозначно рекомендувати, у разі реабілітаційних заходів для розробки ліктьового суглоба в пасивному режимі треба прикладати крутний момент, який не перевищує 2 Нм.

## Висновки

Проведене нами дослідження щодо прогнозування крутного моменту ліктьового суглоба, який створюють м'язи, може бути корисним для вивчення конкретних клінічних ситуацій за контрактур ліктьового суглоба, але його не доцільно використовувати в повному обсязі в практичній діяльності через значну умовність параметрів моделей. Хоча проведений метод моделювання може показати тенденції до зміни параметрів функціонування м'язів під час зміни їхньої геометрії.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Tyazhelov, O., Khasawneh, A. A. M., Karpinska, O., Karpinsky, M., & Bitsadze, M. (2023). Conceptual model of the process of formation of immobilization contractures. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, (3–4), 52–61. <https://doi.org/10.15674/0030-598720223-452-61>
2. Couppé, C., Suetta, C., Kongsgaard, M., Justesen, L., Hvid, L. G., Aagaard, P., Kjær, M., & Magnusson, S. P. (2012). The effects

- of immobilization on the mechanical properties of the patellar tendon in younger and older men. *Clinical Biomechanics*, 27 (9), 949–954. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.06.003>
3. Holzbaur, K. R. S., Murray, W. M., & Delp, S. L. (2005). A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33 (6), 829–840. <https://doi.org/10.1007/s10439-005-3320-7>
  4. Introductory OpenSim Tutorial at GCMAS 2015. Annual Meeting, Portland, Oregon, USA. Retrieved from <https://www.etchouches.com/ehome/gcmas2015/220035/?&>
  5. Shao, Q., Bassett, D. N., Manal, K., & Buchanan, T. S. (2009). An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Computers in Biology and Medicine*, 39 (12), 1083–1088. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2009.09.002>
  6. Hu, B., Tao, H., Lu, H., Zhao, X., Yang, J., & Yu, H. (2021). An Improved EMG-Driven Neuromusculoskeletal Model for Elbow Joint Muscle Torque Estimation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2021, 1985741. <https://doi.org/10.1155/2021/1985741>
  7. Hamm, K. (2020). *Biomechanics of Human Movement*. Retrieved from <https://pressbooks.bccampus.ca/humanbiomechanics/>
  8. Radmilovic, M., Urukalo, D., Jankovic, M. M., Dujovic, S. D., Tomić, T. J. D., Trumić, M., & Jovanović, K. (2023). Elbow Joint Stiffness Functional Scales Based on Hill's Muscle Model and Genetic Optimization. *Sensors*, 23 (3), 1709. <https://doi.org/10.3390/s23031709>
  9. Campbell, M., Varley-Campbell, J., Fulford, J., Taylor, B., Mileva, K. N., & Bowtell, J. L. (2019). Effect of Immobilisation on Neuromuscular Function In Vivo in Humans: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 49 (6), 931–950. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01088-8>
  10. Ethier, J. (2019). Short Head Biceps Exercises. Retrieved from <https://builtwithscience.com/workouts/short-head-biceps-exercises>
  11. Kendal, F. P., McCreary, E. K. (1983). *Muscle Testing and Function* (3rd Ed.). Williams & Wilkins.
  12. An, K. N., Kaufman, K. R., & Chao, E. Y. S. (1989). Physiological considerations of muscle force through the elbow joint. *Journal of Biomechanics*, 22 (11–12), 1249–1256. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90227-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90227-3)
  13. Koo, T. K. K., Mak, A. F. T., & Hung, L. K. (2002). In vivo determination of subject-specific musculotendon parameters: applications to the prime elbow flexors in normal and hemiparetic subjects. *Clinical Biomechanics*, 17 (5), 390–399. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00031-1](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00031-1)
  14. Hansen, E. A., Lee, H.-D., Barrett, K., & Herzog, W. (2003). The shape of the force–elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and sub-maximal electrically induced contractions in human elbow flexors. *Journal of Biomechanics*, 36 (11), 1713–1718. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(03\)00167-2](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(03)00167-2)
  15. Linnamo, V., Strojnik, V., & Komi, P. V. (2006). Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *European Journal of Applied Physiology*, 96 (6), 672–678. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0129-x>
  16. Kasprisin, J. E., & Grabiner, M. D. (2000). Joint angle-dependence of elbow flexor activation levels during isometric and isokinetic maximum voluntary contractions. *Clinical Biomechanics*, 15 (10), 743–749. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(00\)00036-x](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00036-x)
  17. Yang, J., Lee, J., Lee, B., Kim, S., Shin, D., Lee, Y., Lee, J., Han, D., & Choi, S. (2014). The Effects of Elbow Joint Angle Changes on Elbow Flexor and Extensor Muscle Strength and Activation. *Journal of Physical Therapy Science*, 26 (7), 1079–1082.
  18. Eastman, J., White, H., Evans, J., Augsburg, S., Wallace, J., Riley, S., & Iwinski, H. (2022). What is the minimum torque required to obtain passive elbow end range of motion? *Gait & Posture*, 93, 235–239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.02.010>

Стаття надійшла до редакції 23.10.2023

## EFFECT OF CHANGES IN THE LENGTH OF THE COMPONENTS OF THE MUSCULOTENDINOUS ELEMENT OF THE ELBOW FLEXOR MUSCLES ON THE ISOMETRIC FORCE AND JOINT TORQUE

O. A. Tyazhelov <sup>1</sup>, O. D. Karpinska <sup>1</sup>, M. D. Rykun <sup>1</sup>, O. Yu. Branitskyi <sup>2</sup><sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv<sup>2</sup> National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya. Ukraine✉ Olexiy Tyazhelov, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: [alzhar3001@gmail.com](mailto:alzhar3001@gmail.com)✉ Olena Karpinska: [helen.karpinska@gmail.com](mailto:helen.karpinska@gmail.com)✉ Mykola Rykun, MD: [riggenkiy@gmail.com](mailto:riggenkiy@gmail.com)✉ Oleksandr Branitskyi, MD, PhD: [branicki2018@gmail.com](mailto:branicki2018@gmail.com)