

УДК 618.5:[616.727.2:616.747]:616.8-009.11]](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872025175-81>

## Математичне моделювання роботи м'язів, відповідальних за згинання плечового суглоба у разі верхнього акушерського параліча

О. Д. Карпінська, А. М. Гриценко

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

*Objective.* To determine the degree of change in muscle length and torque of the shoulder joint during flexion in conditions of the pathological position of the upper limb in Erb-Duchenne syndrome. *Methods.* The analysis of the change in muscle length and torque of the shoulder joint was performed at flexion within 50°–60°. In the Erb syndrome clinic, the torque value of the joint is reduced due to weakness or paralysis of the muscles that provide stability and mobility of the shoulder joint. Verification of the appearance of the model was carried out according to the 3D-model obtained from the CT scan of the patient. *Results.* After analyzing the work of the muscles responsible for the flexion of the shoulder joint, it was determined that a decrease in muscle strength leads to a decrease in the moment of force acting on the joint, a change in the length of the force lever affects the moment of force, a change in the angle between the force and the arm of the force leads to a decrease in the muscle's efficiency. Internal rotation of the humerus reduces the length of the muscle, which is demonstrated in the models. When lifting the arm with a load, the muscle shortens and its length decreases accordingly. Other muscles not represented in the model do not contribute to the generation of torque of the shoulder joint due to their lack of direct connection to the humerus, but they are responsible for the movement of the scapula and clavicle. A decrease in their strength, a change in the direction of the force vector leads to significant changes in the ratio of the anatomical structures of the shoulder girdle with high individual variability. *Conclusions.* A change in the direction of the force vector of a muscle and its length during bending lead to changes in motor activity: a decrease in the moment of the joint leads to a limitation of the amplitude of movements in the joint, the balance between different muscles acting on the joint is disturbed, it can lead to its instability and deformats. Biomechanical changes limit the functionality of the joint and cause pain syndrome. The identified biomechanical changes indicate the need to correct the specified pathological conditions. *Key words.* Obstetric brachial plexus palsy, Erb-Duchenne syndrome, shoulder joint, joint moment, muscle strength, modeling.

*Мета.* Визначити ступінь зміни довжини м'язів та крутного моменту плечового суглоба під час згинання в умовах патологічного положення верхньої кінцівки в разі синдрому Ерба-Дюшенена. *Методи.* Проаналізували зміни довжини м'язів і крутного моменту плечового суглоба за флексії в межах 50°–60°. За умов синдрому Ерба величина крутного моменту суглоба знижується через слабкість або параліч м'язів, які забезпечують стабільність і рухливість плечового суглоба. Верифікацію вигляду моделі проводили відповідно до 3D-моделі, яку отримали з КТ пацієнта. *Результати.* Розглянувши роботу м'язів, відповідальних за флексію плечового суглоба визначили, що зменшення сили м'яза призводить до зниження моменту сили, яка діє на суглоб, зміна довжини важеля сили впливає на момент сили, зміна кута між силою і плечем сили спричинює зменшення ефективності м'яза. Внутрішня ротація плечової кістки зменшує довжину м'яза, що продемонстровано на моделях. У разі згинання плечового суглоба довжина м'яза зменшується, причому в базовій і деформованій моделях однаково, хоча початкова довжина м'яза деформованої моделі менше, ніж у базовій. Інші м'язи, які не наведені в моделі, не впливають на створення крутного моменту плечового суглоба через відсутність їхнього прямого з'єднання з плечовою кісткою, але вони відповідають за рух лопатки та ключиці. Зменшення їхньої сили, зміна напрямку вектора дії сили призводить до значних змін співвідношення анатомічних структур плечового поясу з високою індивідуальною варіабельністю. *Висновки.* Зміни напрямку вектора дії сили м'яза та його довжини під час згинання спричинюють зміни в руховій активності: зменшення моменту суглоба спричинює обмеження амплітуди рухів у суглобі, порушується баланс між різними м'язами, які діють на суглоб, може призвести до його нестабільності та деформації. Біомеханічні зміни обмежують функціональність суглоба й обумовлюють больовий синдром. Виявлені біомеханічні зміни свідчать про необхідність корекції означених патологічних станів.

**Ключові слова.** Акушерський параліч, синдром Дюшенена-Ерба, плечовий суглоб, момент суглоба, сила м'яза, моделювання

## Вступ

Акушерський параліч плечового сплетення виникає здебільшого внаслідок ушкодження нервів у плечовій зоні під час важких вагінальних пологів через надмірні зусилля, прикладені до плеча, які спричинюють його розтягнення [1, 2]. Спостерігається приблизно в 1–4 випадках на 1 000 новонароджених. Анатомічно зустрічається з обох боків, але частіш — справа.

За рівнем ураження розрізняють три основні типи:

– верхній (параліч Дюшена-Ерба), коли травмуються корінці  $C_V$ – $C_{VI}$ . Характерними проявами синдрому є приведена та ротована всередину рука, «поза руки офіціанта», порушені відведення і зовнішня ротація плеча, обмежене згинання передпліччя;

– середній (параліч Ремака) — ушкоджені корінці  $C_{VII}$ , характеризується порушенням розгинання передпліччя, розгинання кисті та пальців. Часто може поєднуватися з попереднім типом;

– тотальний (параліч Дежерін-Клюмпке) — уражуються корінці  $C_V$ – $C_{VIII}$ . Ознаками є повний параліч всієї руки, «звисаюча рука». За ушкодження  $T_1$  може виникнути синдром Горнера (птоз, міоз, енофтальм).

У цій роботі ми розглядаємо синдром Ерба-Дюшена. Точка Ерба — місце у верхньому стовбурі плечового сплетення, розташоване на 2–3 см вище ключиці [3], утворюється об'єднанням корінців  $C_V$  і  $C_{VI}$ , які пізніше зближуються. Ураження пахвових, шкірно-м'язового та надлопаткового нервів призводить до порушення нервового передавання та м'язової атрофії і, як наслідок — до клінічних проявів синдрому Ерба [4].

Хірургічне втручання в ранньому віці (до року) підвищує шанси на часткове або навіть повне відновлення функцій кінцівки. Проте, навіть у разі успішної реконструкції, пацієнти можуть мати деякі залишкові порушення рухів, а також потребувати довготривалої реабілітації [5].

На жаль, у медичній практиці зустрічаються випадки, коли консервативне лікування синдрому паралічу плечового сплетення не дало бажаного результату, а раннє хірургічне втручання не було виконано. Перебіг захворювання впродовж 4–10 років призводить не лише до прогресування м'язового дисбалансу, а й до деформації кісток верхньої кінцівки зі залученням головки плечової кістки, часто в супроводі з її підвихом або вивихом. Зміни в анатомічних співвідношеннях компонентів плечового суглоба спричинюють

порушення як довжини м'язів, так і вектора їхньої дії, що, у свою чергу, призводить до розладу рухів верхньої кінцівки.

Головною метою лікування пацієнтів із тривалим перебігом синдрому Ерба є відновлення руху «рука – рот», тобто забезпечення основних умов для самообслуговування. Саме здатність виконання означених дій дозволяє хворому не лише самостійно приймати їжу, а й виконувати більшість повсякденних вправ [6].

*Мета:* визначити ступінь зміни довжини м'язів і величини їхнього крутного моменту в плечовому суглобі за згинання в умовах патологічного положення верхньої кінцівки в разі синдрому Ерба-Дюшена.

## Матеріал і методи

Специфікою синдрому Ерба є величина крутного моменту суглоба, яка знижується через слабкість або параліч м'язів, які забезпечують стабільність і рухливість плечового суглоба. Зокрема, зменшений крутний момент впливає на здатність дитини до абдукції та зовнішньої ротації плеча, що обмежує функціональність руки. Крутний момент суглоба визначається силою м'язів, довжиною плеча (перпендикуляр від лінії дії сили до осі обертання) та напрямком дії сили [7, 8].

Найбільшу силу м'яз здатний розвинути тоді, коли його волокна розтягнуті до оптимальної довжини (індивідуальна для кожного). Ураховуючи те, що довжина важеля (кісток суглоба) не змінюється, на крутний момент буде впливати лише сила м'яза та кут її дії. У разі тривалого перебігу стану дисбалансу м'язів суглоба, а саме послаблення тих, що відводять плече назад, і збереження сили м'язів з боку ключиці, змінюється напрямок дії вектора сили м'язів усієї верхньої кінцівки. Це призводить до зміни крутного моменту суглоба і напрямку руху кінцівки. Патологічне положення плеча, як то притиснення до тулубу, спричинює зменшення довжини м'язів, відповідальних за його відведення, що заважає повноцінному згинанню суглобів руки, навіть у разі неушкодження іннервації керувальних м'язів.

В основу роботи покладено модель DAS-3, яка є частиною проекту Dynamic Arm Simulator для моделювання в режимі реального часу опорно-рухового апарата плеча та руки. Основні параметри базової моделі та математичні основи викладено Е. Chadwick і співавт. [9].

Модель складається з 138 м'язів і 6 суглобів: надплечово-ключичного, грудинно-ключичного, плечового, плечо-ліктьового, плечо-променевого та променево-зап'ясткового (рис. 1, а).

У модифікованій моделі проведено зміну розташування головки плечової кістки в суглобі назовні на  $45^\circ$ , та підйом кісток надпліччя, що призвело до відповідної зміни розташування всього плечового зчленування (рис. 1, б, в) та ротації ліктьового суглоба назовні. Згинання зап'ястка виконано на  $30^\circ$ , рука притиснута до тулуба, внутрішньоротова в плечовому суглобі, передпліччя проноване, а ліктьовий суглоб розігнутий. Зменшено розмір лопатки на 20 %. Верифікацію вигляду моделі проводили відповідно 3D-моделі, яка отримана за допомогою КТ-дослідження пацієнта (рис. 2).

Аналіз зміни довжини м'язів і крутного моменту плечового суглоба здійснювали за флексії в межах  $50^\circ$ – $60^\circ$ .

## Результати

Плечовий суглоб (*articulatio humeri*) — найрухливіше зчленування кісток. Його анатомічна будова дозволяє верхній кінцівці робити широкий

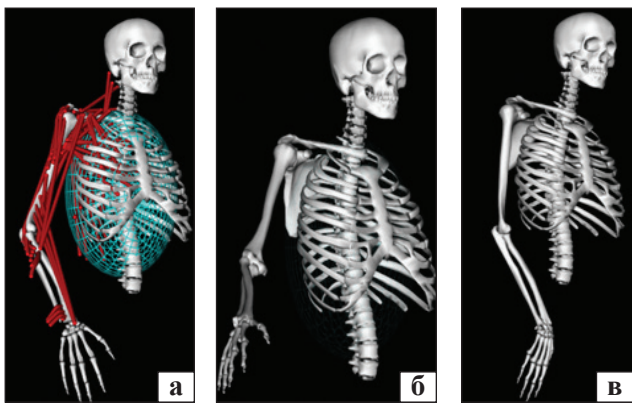


Рис. 1. Модель DAS-3: базові моделі з м'язами й елементами контактної геометрії (а) та без м'язів (стандартне розташування суглобів) (б); в) модифікована модель згідно з описом розташування суглобів плечового поясу за синдрому Дюшена-Ерба

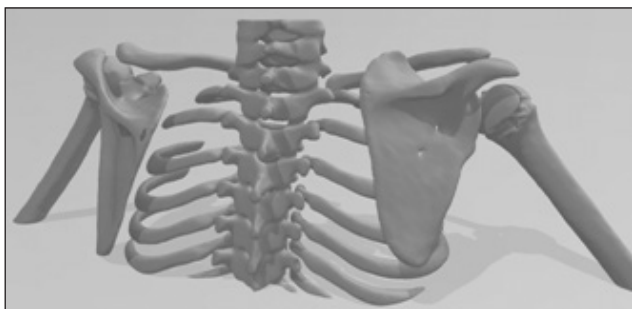


Рис. 2. 3D-зображення, отримане з КТ пацієнта

спектр рухів — зовнішня та внутрішня ротація, згинання, розгинання, відведення та приведення руки. За допомогою суглоба виконуються різноманітні дії верхньою кінцівкою. Найголовнішим рухом, який забезпечує можливість самообслуговування є здатність доносити долоню до рота. Розглянемо роботу м'язів, відповідальних за нього.

Дельтоподібний м'яз (*m. deltoideus*) — передня частина піднімає руку вперед (флексія в плечовому суглобі). Він розташований в зоні акроміального, ключичного і лопаткового відділів хребта. Його акроміальна частина (середні волокна) відводить руку, тоді як ключичні та лопаткові відіграють значну роль у стабілізації, забезпечуючи стійку площину відведення. Ключична частина може діяти як згинач і внутрішній ротатор верхньої кінцівки, тоді як лопаткова (задні волокна) може розгинати й обертати руку назовні.

У моделі дельтоподібний м'яз поданий групами м'язів — *deltoid\_clavicle* (4 волокна) та *deltoid\_scapula* (11 волокон). Розглянемо крайні волокна переднього та заднього відділів м'яза в базовій (N) та деформованій (D) моделях (рис. 3, в).

У результаті аналізу роботи переднього відділу м'яза показано, що в нормі за згинання в плечовому суглобі найсуттєвіше збільшується довжина волокон, які розташовані дорсально (*N\_delt\_clav 4*), тобто в разі підйому плеча м'яз проходить довший шлях, ніж його вентральна частина (*N\_delt-clav 1*) (рис. 3, а). У деформованій моделі спостерігаємо зовсім іншу картину, а саме: внутрішня ротація плечового суглоба і медіальне приведення плечової кістки призводять до більшого розтягування дорсальної частини (*D\_delt\_clav 1*), ніж передньої (*D\_delt\_clav 4*) (рис. 3, а). Зміна довжини м'яза в деформованій моделі менше, ніж у базовій.

Дорсальні та вентральні волокна задньої частини *m. deltoideus* (рис. 3, б) під час згинання плечового суглоба мають протилежний напрямок зміни довжини, який зберігається за деформації моделі. Але в останній дорсальні волокна менше розтягуються, ніж у нормальній через зменшений розмір лопатки, тобто внаслідок скорочення самої довжини м'яза. Передні волокна задньої частини *m. deltoideus* мало змінюють свою довжину через центральніше розташування.

Двоголовий м'яз плеча (*m. biceps brachii*) допомагає підняти руку та виконує супінацію передпліччя. Складається з короткої і довгої головок. Довга головка розташована на латеральній стороні двоголового м'яза плеча, а коротка — на медіальній. Двоголовий м'яз плеча здатний генерувати рухи в плечовому та ліктьовому суглобах.



За виконання руху «рука – рот» *m. biceps brachii* керує одночасно плечовим і ліктьовим суглобами, водночас довжина обох головок м'яза зменшується, тобто під час здійснення руху м'яз скорочується. У нормі за згинання плечового суглоба довга головка *m. biceps brachii long head* практично не змінює своєї довжини. Треба відмітити, що таке відбувається в разі підйому руки без навантаження, а з ним відбувається скорочення м'яза і зменшення його довжини. Таку ситуацію ми не розглядаємо.

У деформованій моделі можна спостерігати паралельну траєкторію зменшення точок кріплення обох головок м'яза, це пов'язано з тим, що за внутрішньої ротації плечового суглоба (рис. 4, а) довга головка м'яза, яка бере початок саме на головці плечової кістки, ругується в середнє положення, тобто стає паралельно короткій, і ступінь скорочення залежить лише від початкової довжини м'язів.

За згинання ліктьового суглоба (рис. 4, б) траєкторії зменшення довжини м'яза паралельні, але в деформованій моделі вони зближуються, із причини, яка вже вказана.

Великий грудний м'яз (*m. pectoralis major*) відповідає за флексію й аддукцію руки і є найбільшим поверхневим м'язом передньої грудної стінки. Має 2 головки — ключичну та грудинно-реберну. У моделі він наведений двома групами м'язів *m. pectoralis major\_clavicle* (2 волокна) та *m. pectoralis major\_terez* (6 волокон) (рис. 5, в). Аналізуємо крайні волокна м'яза грудинно-реберної частини й обидва волокна ключичної.

Зміни довжини волокон ключичної головки *m. pectoralis major* відбуваються односпрямовано через їхнє паралельне розташування, що відображено на графіку (рис. 5, а). Зафіксовано зменшення довжини волокон під час функції згинання в плечовому суглобі. Аналогічно змінюється довжина відповідних м'язів і в деформованій моделі.

Характер зміни довжини грудинно-реберної частини *m. pectoralis major* у базовій і деформованій моделях однаковий (рис. 5, б). Волокна, які розташовані каудально за елевації плеча збільшуються, а в коронарній навпаки — зменшуються. У деформованій моделі процес змін довжини м'язів аналогічний, але вони помітно менші.

Зазначено, що *m. pectoralis major* іннервується корінцями  $T_1-T_{11}$ , і не травмується за синдрому Ерба. Його функція зберігається, на відміну від м'язів спини. Саме переважання сили передньої

групи м'язів призводить до внутрішньої ротації й аддукції плечової кістки.

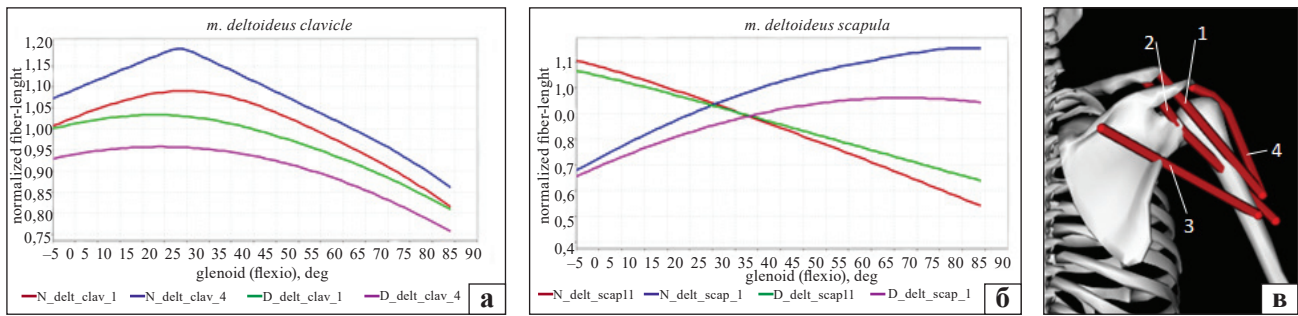
Дзьобоплечовий м'яз (*m. coracobrachialis*) бере участь у згинанні й аддукції руки. Починається від дзьобоподібного відростка лопатки, розташований на надмедіальній частині плечової кістки. Основна його функція полягає у згинанні та приведенні плечової кістки, сприяє внутрішньому обертанню руки. У моделі поданий трьома паралельно розташованими волокнами (рис. 6, в). Проаналізуємо зміну довжини найдовшого волокна.

Внутрішня ротація плечової кістки зменшує довжину м'яза, що і продемонстровано на моделях. Під час згинання плечового суглоба довжина м'яза зменшується, причому в базовій і деформованій моделях однаково, хоча її початковий розмір у деформованій моделі менше, ніж у базовій.

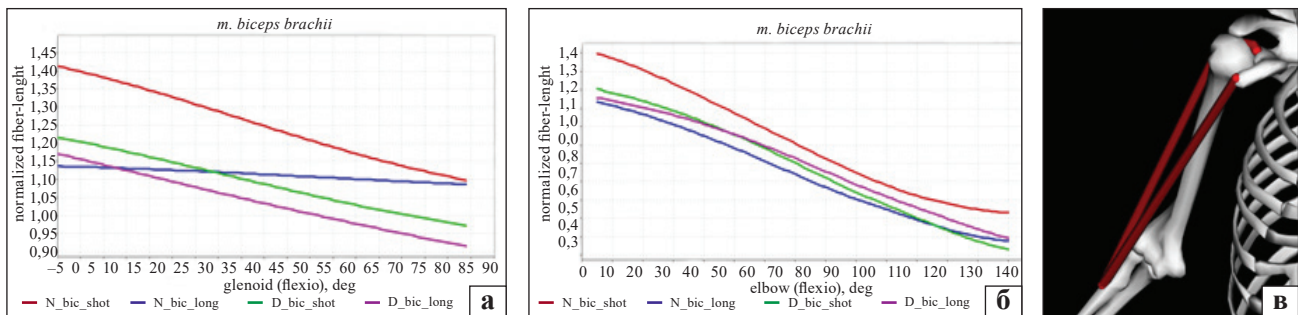
Ми розглянули основні м'язи, які забезпечують рухи в плечовому суглобі. Усі вони, крім великого грудного м'яза, іннервуються корінцями  $C_5-C_{V1}$ , тобто змінюють свою функціональність у разі синдрому Дюшена-Ерба. Зменшення іннервації, відповідно до ступеня та місця ушкодження призводить до спаду сили м'язів, іноді до повного паралічу. Тобто, змінюється рухлива здатність суглоба, яка характеризується його крутним моментом, бо впливає сила м'яза, довжина та кут дії вектора його сили за умови збереження довжини кінцівки. Ми не розглядаємо параліч м'язів. У моделі з деформованою плечовою кісткою зменшимо силу м'язів, які іннервують суглоб на 50 %. Звісно, це умовно, бо існує велика варіабельність як зміни сили м'язів, так і кута їхньої дії за ротації суглоба.

Розглянемо, як впливає зміна сили м'язів і вектора її дії на крутний момент суглоба. Отже, на нього можуть впливати лише м'язи, які проходять через суглоб, або безпосередньо на рух його складових. Проаналізуємо не окремі волокна м'язів, а вплив усього масиву на суглоб.

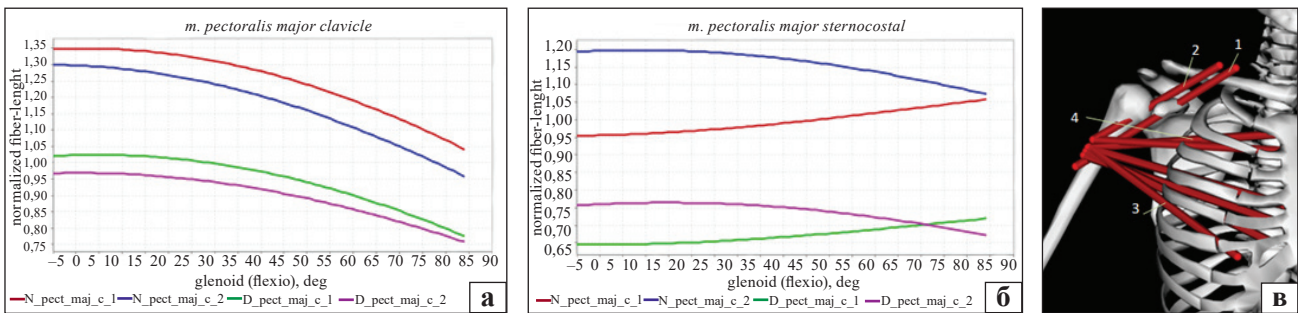
Як показало моделювання, у деформованій моделі спостерігаємо значне зменшення крутного моменту суглоба. Так цей крутний момент, який створює ключична частина дельтоподібного м'яза, в базовій моделі має характерне збільшення у фазі від  $20^\circ$  до  $30^\circ$ . Зі збільшенням кута згинання плечового суглоба подальший рух перехоплюють м'язи плечової кістки (*m. biceps*), на деформованій моделі спостерігаємо помірне зростання дії дельтоподібного м'яза впродовж усього часу згинання. Крутний момент у деформованій моделі помітно менший, ніж у базовій (рис. 7, а).



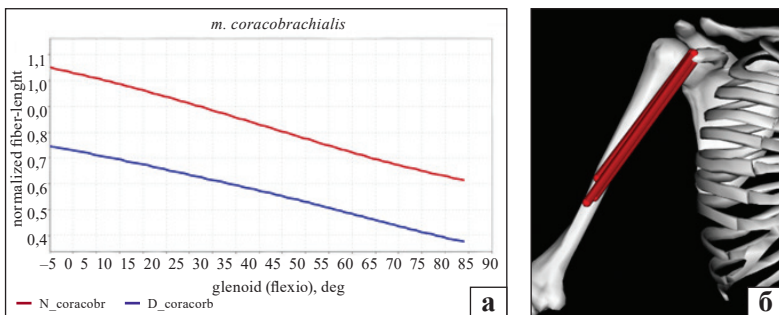
**Рис. 3.** Зміна нормалізованої довжини м'яза *m. deltoideus* під час згинання плечового суглоба: а) переднього відділу; б) заднього відділу; в) волокна м'яза *m. deltoideus*: 1 — *delt\_clav 1*; 2 — *delt\_clav 4*; 3 — *delt\_scap 1*; 4 — *delt\_scap 11*



**Рис. 4.** Зміна нормалізованої довжини м'яза *m. biceps brachii*: а) під час згинання плечового суглоба; б) під час згинання ліктьового суглоба; в) вигляд м'язів у моделі



**Рис. 5.** Зміна нормалізованої довжини *m. pectoralis major* за згинання плечового суглоба: а) ключичної головки м'яза; б) грудино-реберної; в) *m. pectoralis major*: ключична частина 1 — *pect\_maj\_c\_1*; 2 — *pect\_maj\_c\_2*; реберна частина 3 — *pect\_maj\_t\_1*; 4 — *pect\_maj\_t\_6*

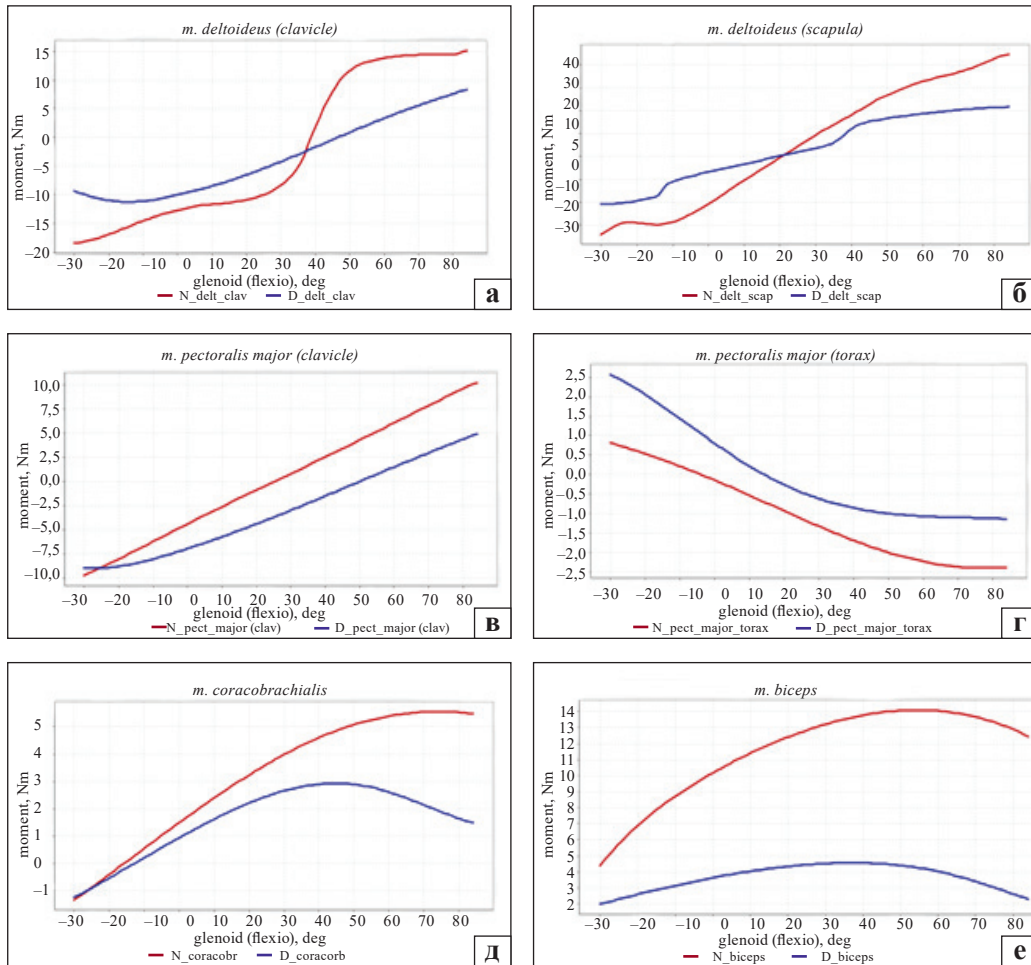


**Рис. 6.** Зміна нормалізованої довжини *m. coracobrachialis* за згинання плечового суглоба: а) у базовій та деформованій моделях; б) *m. coracobrachialis*

Дія лопаткової частини дельтоподібного м'яза на крутний момент плечового суглоба продовжується протягом всієї фази згинання. У деформованій моделі дія лопаткової частини дельтоподібного м'яза практично постійна, але на

початковому етапі перевищує відповідний крутний момент в базовій, що може свідчити про постійне напруження м'яза (рис. 7, б).

Малий грудний м'яз (*m. pectoralis major*) одночасно діє від двох структур суглоба — ключиці



**Рис. 7.** Крутний момент плечового суглоба який створюють м'язи, відповідальні за його згинання: а) *m. deltoideus (clavicle)*; б) *m. deltoideus (scapula)*; в) *m. pectoralis major (clavicle)*; г) *m. pectoralis major (torax)*; д) *m. coracobrachialis*; е) *m. biceps*

(рис. 7, в) і грудини (рис. 7, г). Навіть без зміни сили, у деформованій моделі крутний момент ключичної частини м'яза менший, ніж у базовій. У торакальній, навпаки, він збільшується.

Дзьобоплечовий м'яз (*m. coracobrachialis*) бере активну участь у підйомі плеча. У базовій моделі його силу не змінено. У деформованій зміни призвели до значного зменшення моменту в плечовому суглобі (рис. 11, в) й були більш поступовими, ніж в базовій.

Сила обох головок біцепса зменшена, що призвело до значного спаду моменту, практично до повної відсутності активації м'яза.

Інші м'язи не впливають на створення крутного моменту плечового суглоба через відсутність їхнього прямого з'єднання з плечовою кісткою, але вони відповідають за рух лопатки та ключиці. Зменшення їхньої сили, зміна напрямку вектора дії призводить до значних порушень співвідношення анатомічних структур плечового поясу з високою індивідуальною варіабельністю.

## Висновки

Результати роботи дозволили зробити такі узагальнення: зменшення сили м'яза призводить до зниження моменту сили, яка діє на суглоб. Це означає, що м'яз стає менш ефективним у створенні руху в суглобі. Зміна довжини м'яза внаслідок тривалого обмеження рухливості впливає на крутний момент сили.

Зміна кута дії сили м'яза спричинює порушення нормальної біомеханіки суглоба та може призвести до зменшення ефективності м'яза.

Порушення функції одного м'яза спричинює втрати синергізму — спільної роботи м'язів. Травмування одного може вплинути на роботу інших м'язів, що входять до складу синергічної групи, і додатково знизити крутний момент суглоба.

Наведені дані свідчать про значні зміни в руховій активності суглоба: зменшення крутного моменту веде до обмеження функції (амплітуди) рухів, порушення балансу між різними м'язами, які діють на суглоб, викликає його нестабільність



і деформацію. Біомеханічні зміни обмежують функціональність та обумовлюють больовий синдром. Виявлені біомеханічні зміни свідчать про необхідність корекції означених патологічних станів.

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

**Перспективи подальших досліджень.** У перспективі інтерес становлять вивчення можливості ремодельовання гленоїда після виконання оперативних втручань із м'язових транспозицій плечового поясу.

**Інформація про фінансування.** Жодних вигод у будь-якій формі не було і не буде отримано від комерційної сторони, пов'язаної прямо чи опосередковано з предметом цієї статті.

**Внесок авторів.** Карпінська О. Д. — розробка математичної моделі, розрахунок даних, написання тексту; Гриценко А. М. — збір та обробка матеріалів, редагування тексту.

## Список літератури

1. Van der Looven, R., Le Roy, L., Tanghe, E., Samijn, B., Roets, E., Pauwels, N., Deschepper, E., De Muynck, M., Vingerhoets, G., & Van den Broeck, C. (2019). Risk factors for neonatal brachial plexus palsy: A systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 62(6), 673–683. <https://doi.org/10.1111/dmcn.14381>
2. Jerome, J. T., Leechavengvongs, S., Malungpaishrope, K., & Kuppusamy, T. (2025). Rethinking brachial plexus birth palsy: Beyond physician blame. *Journal of Hand and Microsurgery*, 17(1), 100166. <https://doi.org/10.1016/j.jham.2024.100166>
3. Landers, J. T., & Maino, K. (2012). Clarifying Erb's point as an anatomic landmark in the posterior cervical triangle. *Dermatologic Surgery*, 38(6), 954–957. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.2012.02368.x>
4. Eckstein, K. L., Allgier, A., Evanson, N. K., & Paulson, A. (2020). Brachial plexus birth injuries and the association between pre-procedure and post-procedure pediatric outcomes data collection instrument scores and narakas classification. *Journal of pediatric rehabilitation medicine*, 13(1), 47–55. <https://doi.org/10.3233/prm-190603>
5. Pondaag, W., & Malessy, M. J. (2020). Evidence that nerve surgery improves functional outcome for obstetric brachial plexus injury. *Journal of hand surgery (European Volume)*, 46(3), 229–236. <https://doi.org/10.1177/1753193420934676>
6. Srinivasan, N., Mahajan, J., Gupta, S., Shah, Y. M., Shafei, J., Levidy, M. F., Abdelmalek, G., Pant, K., Jain, K., Zhao, C., Chu, A., & McGrath, A. (2022). Surgical timing in neonatal brachial plexus palsy: A <scp>prisma-ipd</scp> systematic review. *Microsurgery*, 42(4), 381–390. <https://doi.org/10.1002/micr.30871>
7. 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.compbiomed.2009.09.002>
8. Tyazhelov, O., Karpinska, O., Rykun, M., & Branitskyi, O. (2024). 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. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (4), 48–55. <https://doi.org/10.15674/0030-59872023448-55>
9. Chadwick, E. K., Blana, D., Kirsch, R. F., & Van den Bogert, A. J. (2014). Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 61(7), 1947–1956. <https://doi.org/10.1109/tbme.2014.2309727>

Стаття надійшла до редакції 06.11.2024	Отримано після рецензування 23.12.2024	Прийнято до друку 05.01.2025
---	---	---------------------------------

## MATHEMATICAL MODELING OF THE MUSCLES RESPONSIBLE FOR SHOULDER JOINT FLEXION IN UPPER OBSTETRIC PARALYSIS

O. D. Karpinska, A. M. Hrytsenko

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

✉ Olena Karpinska: [helenkarpinska@gmail.com](mailto:helenkarpinska@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

✉ Anastasiia Hrytsenko, MD: [hrytsenkosurgery@gmail.com](mailto:hrytsenkosurgery@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-4142-1974>