

Моделювання роботи м'язів плечового суглобу при відведенні верхньої кінцівки

Кравченко Д.Д.¹, Страфун О.С.¹, Суворов В.Л.¹✉, Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

Резюме. Вступ. При ендопротезуванні плечового суглобу функціонування м'язів плеча не може бути переоцінено. На сьогодні розроблено наступні стратегії збереження м'язів під час ендопротезування: 1) мало-інвазивні доступи, 2) прецизійне позиціонування компонентів ендопротезу, 3) рання мобілізація та післяопераційна реабілітація. **Мета:** оцінити силовий внесок окремих м'язів плечового поясу при відведенні верхньої кінцівки в плечовому суглобі. **Матеріали і методи.** В структуру моделі входять 6 суглобових з'єднань: надплечово-ключичне (*articulatio acromio-clavicularis - ac*), грудинно-ключичне (*articulatio sternoclavicularis - sc*), плечове (*articulatio glenohumeralis - gh*), плечо-ліктьове (*articulatio humeroulnaris - hu*), плечо-променево (*articulatio humeroradialis - hr*) та променево-зап'ясткове (*articulatio radiocarpalis - rc*). Розглядали рух верхньої кінцівки при відведенні без навантаження та з вагою 2 кг. **Результати.** Виходячи з аналізу результатів отриманих в роботі, визначено, що з розглянутих м'язів основним відповідальним за відведення верхньої кінцівки, є *m. deltoideus, pars acromial*. Саме ця порція дельтоподібного м'язу розвиває максимальну силу при відведенні руки. Інші м'язи виконують переважно роль стабілізаторів, робота яких направлена на утримання плеча у суглобовій западині. Їх сила направлена в протилежний бік від напрямку руху. Відмітимо, що активність м'язів, які вивчали в даній роботі, була переважно до кута відведення від 30° до 50°, в залежності від функції м'язів при виконанні відведення. Для здійснення подальшого руху вище 50° в роботу залучається лопатка зі своїм м'язовим апаратом. **Висновки.** Максимальну силу при відведенні верхньої кінцівки розвиває *m. deltoideus, pars acromial*. При збільшенні кута відведення більше 30°-50° спостерігається зменшення м'язової сили м'язів ротаторної манжети або їх перехід у «режим підтримки». Отримані результати поглиблюють розуміння біомеханіки м'язів плечового поясу та мають значення для фізіології рухів.

Ключові слова: плечовий суглоб, відведення, м'язи, ізометрична сила, момент сили.

Вступ

Моделювання роботи м'язів плечового суглоба під час відведення верхньої кінцівки є важливим напрямком у біомеханіці, медичній реабілітації, спортивній медицині та ендопротезуванні [1]. Плечовий суглоб — один із найбільш рухливих у людському тілі, і його функціонування залежить від складної взаємодії м'язів, сухожилків та кісткових структур. Розуміння принципів його роботи дозволяє вдосконалювати методи консервативного та хірургічного лікування певної патології пле-

чового суглобу. Одним із найамплітудніших рухів у людському тілі є відведення в плечовому суглобі (від 0 до 180 градусів); такий широкий діапазон руху забезпечує узгоджена робота м'язів плечового поясу, що забезпечують не лише рух, але й стабілізацію плечового суглоба [2]. У центрі цього складного механізму знаходяться дельтоподібний м'яз та м'язи ротаторної манжети плеча, які виконують унікальні, але взаємодоповнюючі функції при відведенні верхньої кінцівки [3].

З точки зору ендопротезування плечового суглобу (*анатомічним протезом* – TSA або *реверсивним протезом* – RSA) функціонування вищезгаданих м'язів не може бути переоцінено. Відомо, що при TSA м'язи ротаторної манжети є основним стабілізатором [4]. В той час, як функціонування RSA залежить в першу чергу від роботи

✉ Суворов В.Л., vasil_suvorov@ukr.net

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», Україна, Київ

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

дельтовидного м'язу (при RSA центр обертання переноситься медіально та дистально, збільшуючи важіль дельтоподібного м'язу, що дозволяє компенсувати відсутність надостьового м'язу [5]). Дослідження показують збільшення активності переднього та середнього пучків дельтовидного м'язу на 30-40% порівняно з анатомічним протезуванням [6]. Підлопатковий м'яз, в свою чергу, грає роль переднього стабілізатора для компонентів ендопротезу; його дисфункція після RSA може спричинити нестабільність протеза [7]. Хоча RSA призначений для пацієнтів із пошкодженнями ротаторної манжети, залишкова функція цих м'язів може покращити кінематику суглоба та зменшити навантаження на компоненти ендопротеза [6].

З урахуванням впливу вищезгаданих м'язів на функціонування ендопротезу було запропоновано певні стратегії збереження м'язів: 1) мінімально-інвазивні доступи [8], 2) прецизійне позиціонування компонентів ендопротезу [9], 3) рання мобілізація та післяопераційна реабілітація [10]. Таким чином, дослідження роботи цих м'язів під час виконання відведення може допомогти краще зрозуміти пікові навантаження на певні м'язи і оптимізувати результати після RSA.

Мета: оцінити силовий внесок окремих м'язів плечового поясу при відведенні верхньої кінцівки в плечовому суглобі для подальшого застосування в клінічній практиці з метою покращення результатів реверсивного ендопротезування плечового суглобу.

Матеріали і методи

Методологічну основу дослідження становить модель DAS3, розроблена в рамках проекту Dynamic Arm Simulator, який було реалізовано за підтримки Національного інституту охорони здоров'я (NIH) у межах дослідницької програми «Контрольована мозком гібридна функціональна електрична стимуляція» під науковим керівництвом професора Роберта Ф. Кірша з Університету Case Western Reserve. Концептуальні засади та математичний апарат моделі детально представлені в науковій публікації Chadwick E. та колег [11].

Розроблена модель характеризується складною біомеханічною структурою, що включає 6 анатомічно визначених суглобових з'єднань:

- Надплечово-ключичний (articulatio acromioclavicularis – ac)
- Грудинно-ключичний (articulatio sternoclavicularis – sc)
- Плечовий (articulatio glenohumeralis – gh)
- Плечо-ліктьовий (articulatio humeroulnaris – hu)

- Плечо-променевиий (articulatio humeroradialis – hr)
- Променево-зап'ясткове (articulatio radiocarpalis – rc)

Загальна кількість м'язових елементів у моделі становить 138 (рис. 1, а).

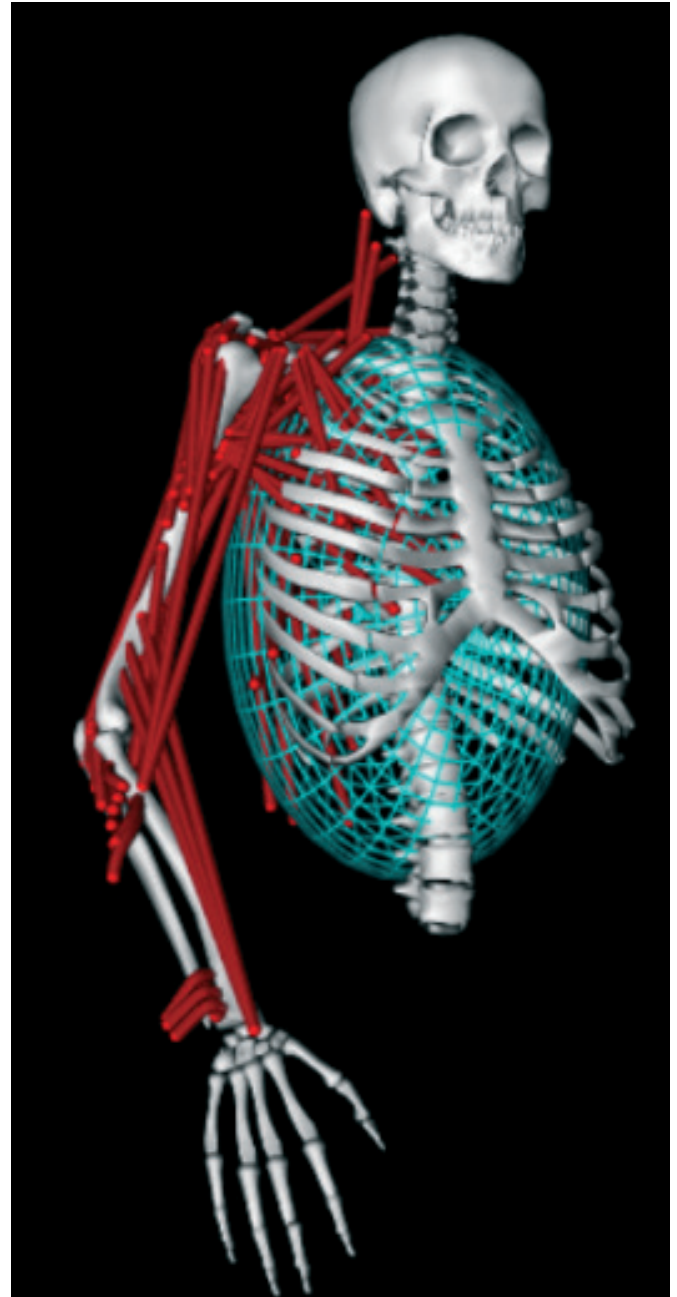


Рис. 1. Зовнішній вигляд моделі верхньої кінцівки з м'язами.

Дослідження відведення верхньої кінцівки передбачало моделювання рухів у плечовому суглобі (GH) за нейтрального положення ротації плечової кістки. Критерієм відведення слугувала зміна кута в GH за віссю Z. Відповідно до особливостей розробленої моделі, діапазон вивчення руху обмежено інтервалом від 0° до 90°.

Експериментальні умови включали два варіанти навантаження: пасивний рух без додаткового навантаження (Passive) та відведення з вантажем 2 кг.

Фактори, що впливають на силу м'язів верхньої кінцівки та плеча.

Фізіологічний поперечний переріз м'яза (ФПП). Силова потужність м'яза безпосередньо корелює з його анатомічною структурою. Фізіологічний поперечний переріз виступає ключовим параметром, який визначає потенціал м'яза генерувати м'язове зусилля. Зокрема, дельтоподібний м'яз завдяки складній архітектонічній будові демонструє високу здатність до створення потужних рухових зусиль при відведенні руки.

Довжина м'язових волокон. Біомеханічна ефективність м'яза залежить від оптимальної довжини м'язових волокон. Максимальна силова продуктивність досягається в момент найбільшого перекриття актинових та міозинових філаментів, що підтверджується класичною моделлю ковзних ниток. У цій точці забезпечується найвища щільність молекулярних взаємодій, які генерують м'язове скорочення.

Кут прикладання м'язової сили. Механічна ефективність м'яза детермінована просторовою орієнтацією його прикріплення до кісткової структури. Зміна кута прикладання спричиняє трансформацію механічного моменту, що безпосередньо впливає на результуючий рух та силову потужність.

Крутний момент у біомеханіці верхньої кінцівки

Крутний момент являє собою фізичну характеристику обертальної дії сили відносно певної точки або осі обертання. У біомеханічній системі верхньої кінцівки це комплексна величина, що виникає внаслідок передачі м'язових зусиль через кісткові важелі до суглобових з'єднань.

Формула крутного моменту

$$M = F \cdot d \cdot \sin(\theta)$$

Де M — крутний момент (Н·м); F — м'язова сила (Н);

d — довжина важеля (відстань від осі обертання);

θ — кут між вектором сили та важелем

Особливості прояву крутного моменту в плечовому суглобі. Динаміка крутного моменту має складну просторову залежність від просторової орієнтації верхньої кінцівки. Максимальні значення досягаються при куті відведення приблизно 90° відносно фронтальної площини тіла, що пов'язано з оптимальною геометрією важеля та кутом прикладання м'язової сили.

Результати

Функціональна роль дельтоподібного м'яза при відведенні руки. Дельтоподібний м'яз (musculus deltoideus) є ключовим м'язом плечового поясу, який забезпечує відведення руки та виконує складні біомеханічні функції. Він складається з трьох функціональних порцій: передня порція (pars clavicularis), середня порція (pars acromialis) та задня порція (pars spinalis).

При відведенні руки **середня порція** дельтоподібного м'яза виконує провідну роботу – створює основну рушійну силу для підняття руки, забезпечує підняття кінцівки до кута 90° відносно тулуба та генерує максимальний крутний момент у площині відведення.

М'яз працює в координації з м'язами ротаторної манжети для стабілізації плечового суглоба.

Дельтоподібний м'яз відповідає за підняття руки в сторону та утримання руки в піднятому положенні, забезпечує просторову орієнтацію верхньої кінцівки.

Ефективність роботи дельтоподібного м'яза залежить від координованої активності всього м'язово-суглобового комплексу плечового поясу [12].

Розглянемо, яку силу необхідно розвивати **порціям дельтоподібного** м'язу для відведення руки в плечовому суглобі. Враховуючи те, що верхня кінцівка має певну вагу, то для її підняття м'яз повинен розвинути силу для його виконання. При підйомі руки з вагою (2 кг), відповідні м'язи повинні розвинути додаткові зусилля.

Розглянемо функцію передньої порції дельтоподібного м'язу при відведенні на 90° без навантаження та з вагою 2 кг (рис. 2, б).

За даними моделювання визначено, що при відведенні руки без ваги, сила передньої порції дельтоподібного м'яза практично не змінюється, її максимум припадає на кут 20° і становить 100 Н. При відведенні кінцівки з вагою 2 кг спостерігаємо збільшення необхідної сили до 180 Н при відведенні на 20°. Далі сила м'яза поступово знижується через те, що подальший рух «перехоплюють» інші м'язи.

Крутний момент при відведенні руки без навантаження (рис. 2, в) також змінюється повільно – від 0 при куті відведення біля 20° до 2 Нм при 90°. Відведення кінцівки з вагою збільшує крутний момент від 0 на тих же 20° до 6 Нм при куті 90°. Зона від'ємних значень крутного моменту показує напрямок руху кінцівки. Тобто анатомічне розташування суглоба в нормі становить 20°. При 0°, тобто коли кінцівка розташована вздовж тулуба, напрямок моменту направлений в іншу сторону від напрямку руху.

Розглянемо функцію акроміальної порції дельтоподібного м'яза (рис. 3). Основна функція цієї порції полягає саме у відведенні кінцівки.

При відведенні без ваги (рис. 3, б) спостерігаємо зону збудження м'яза від 0° до 50°. Більш виражена аналогічна зона збудження при відведенні

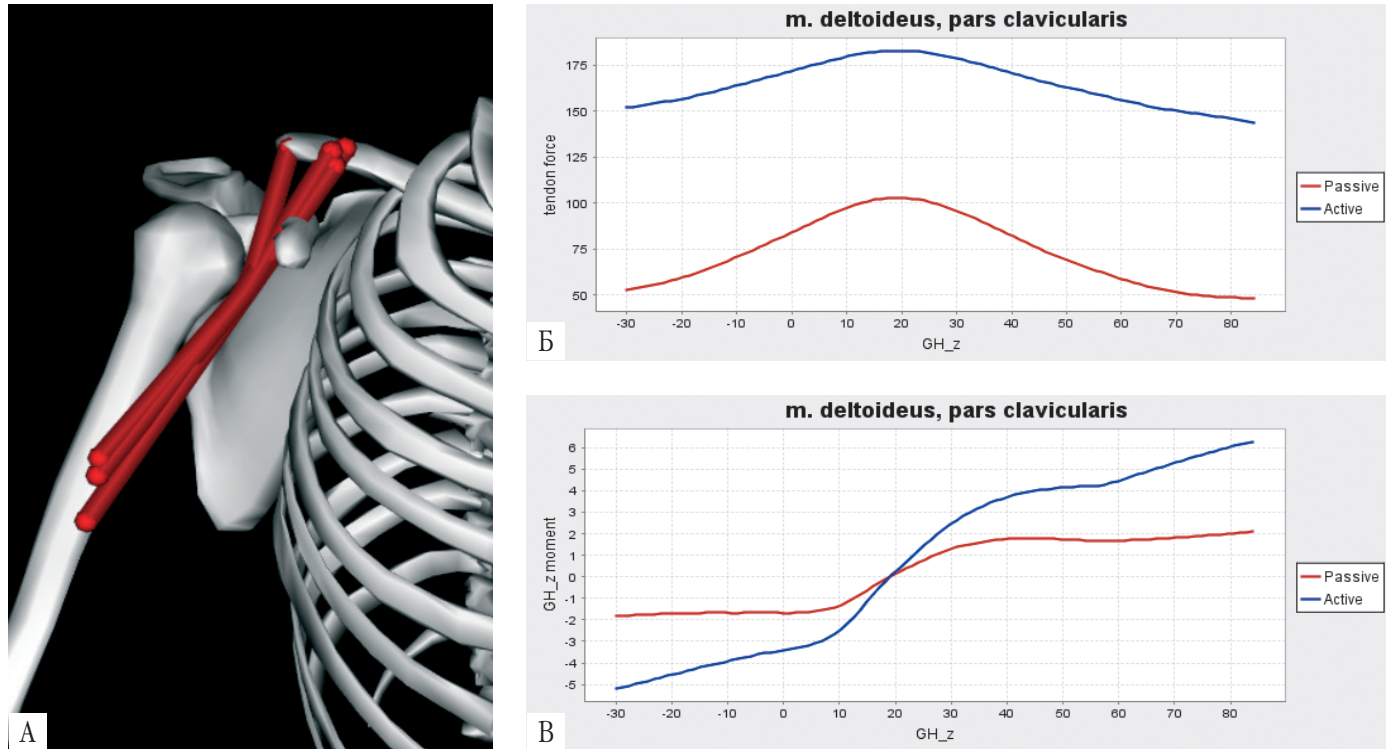


Рис. 2. M. deltoideus, pars clavicularis:

А) Вигляд на моделі. Б) Сила, яку розвиває м'яз. В) Крутний момент, який забезпечує м'яз.

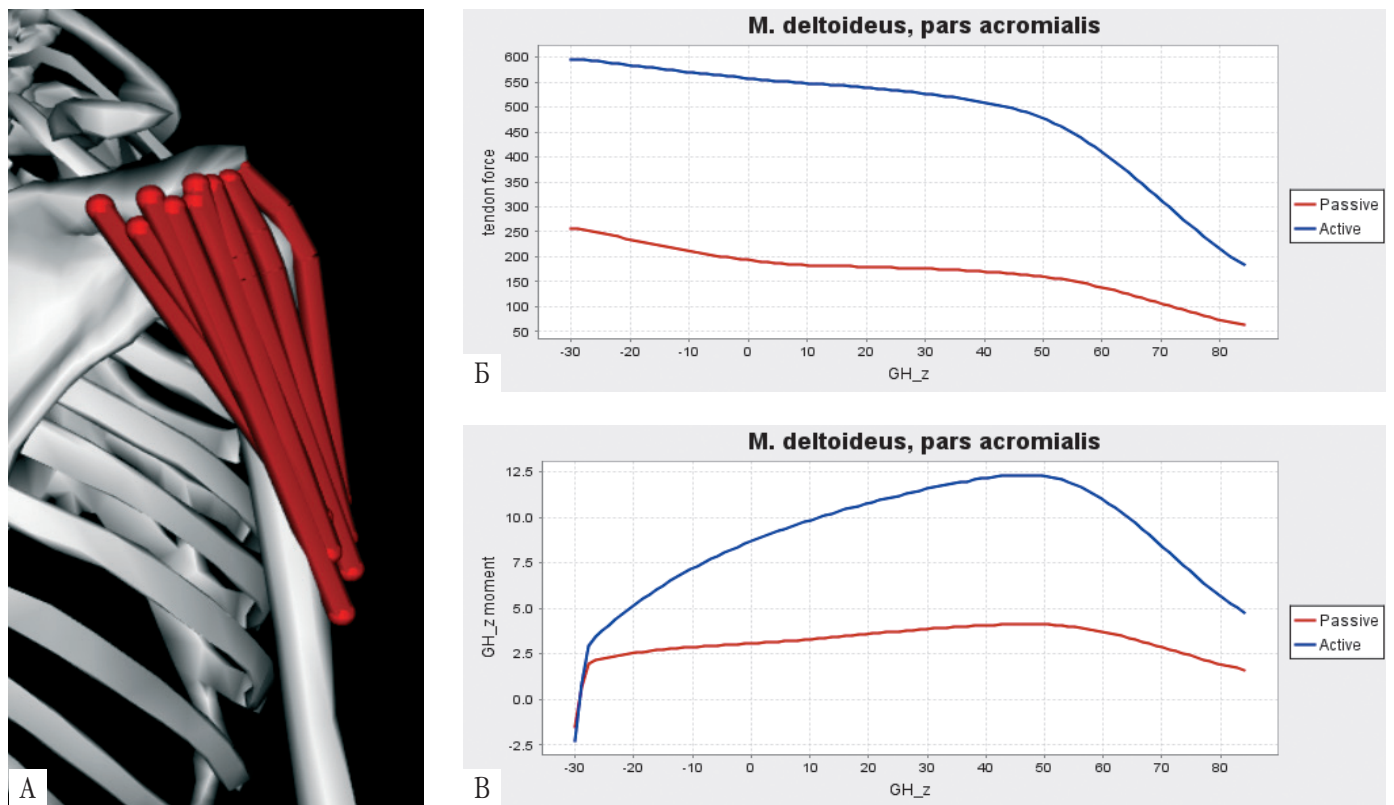


Рис. 3. M. deltoideus, pars acromialis:

А) Вигляд на моделі. Б) Сила, яку розвиває м'яз. В) Крутний момент, який забезпечує м'яз.

руки з вагою. Після відведення на 50° спостерігаємо поступове зниження сили. При розгляді крутного моменту (рис. 3, в), який створює *pars acromialis*, чітко спостерігається його зростання до кута 50° , і значне зменшення при подальшому відведенні кінцівки. Особливо це помітно при відведенні руки з вагою.

Розглянемо функціональність спінальної порції дельтоподібного м'яза (рис. 4).

Графік збудження спінальної порції схожий на графік акроміальної, тобто рівномірний розподіл сили м'яза впродовж майже всього періоду відведення, причому як при рухах без ваги, так і з вагою. При відведенні з вагою спостерігаємо триразове збільшення сили м'яза без виражених піків.

Крутний момент спінальної порції при відведенні без ваги представляє собою графік поступового зростання від -2 Нм (за модулем 2 Нм, направлено в протилежний бік від напрямку руху) до 1 Нм при 90° відведення. При рухах з вагою, інтервал зміни крутного моменту більший – від -7 Нм до 4 Нм. При обох видах досліджуваних рухів, нульовий момент припадає на кут відведення 50° .

Переходимо до розгляду м'язів ротаційної манжети плеча. До неї відносять 4 основних м'язи *m. supraspinatus*, *m. scapularis*, *m. infraspinatus* і *m. teres major*. Основна функція цих м'язів полягає у стабілізації плеча, і при рухах кінцівки, напря-

мок дії сили цих м'язів направлений в протилежну сторону від руху кінцівки.

Розглянемо функцію *m. supraspinatus* (рис. 5). При відведенні руки (рис. 5, б) без навантаження можна спостерігати що сила м'яза зменшується при збільшенні кута відведення. Це можна пояснити тим, що відведення руки призводить до зменшення довжини м'яза. При куті від 10° до 60° спостерігаємо відносно постійний рівень активності м'язу десь у межах від 70 Н до 50 Н, при подальшому відведенні відмічене помітне зниження сили м'язу до 25 Н. При відведенні кінцівки з вагою, спостерігаємо збільшення сили м'язу втричі – до 175 Н на інтервалі від 10° до 50° з подальшим помітним зниженням сили до 100 Н. Графік крутного моменту (рис. 5, в) ідентичний за розвиток сили, тобто момент постійний на інтервалі від 10° до 50° . Відсутність помітних змін сили і крутного моменту *m. supraspinatus* свідчить про те, що м'яз виконує роль стабілізації суглоба при рухах кінцівки і не приймає безпосередньо участі у його забезпеченні, а зниження сили і моменту показує напрямок протилежний розвитку руху.

Функцію *m. subscapularis* при відведенні руки наведено на рис. 6. При відведенні без навантаження спостерігаємо помірне зниження сили м'язів від 140 Н на початку руху до 130 Н при куті 90° . При відведенні руки з вагою можна виділити

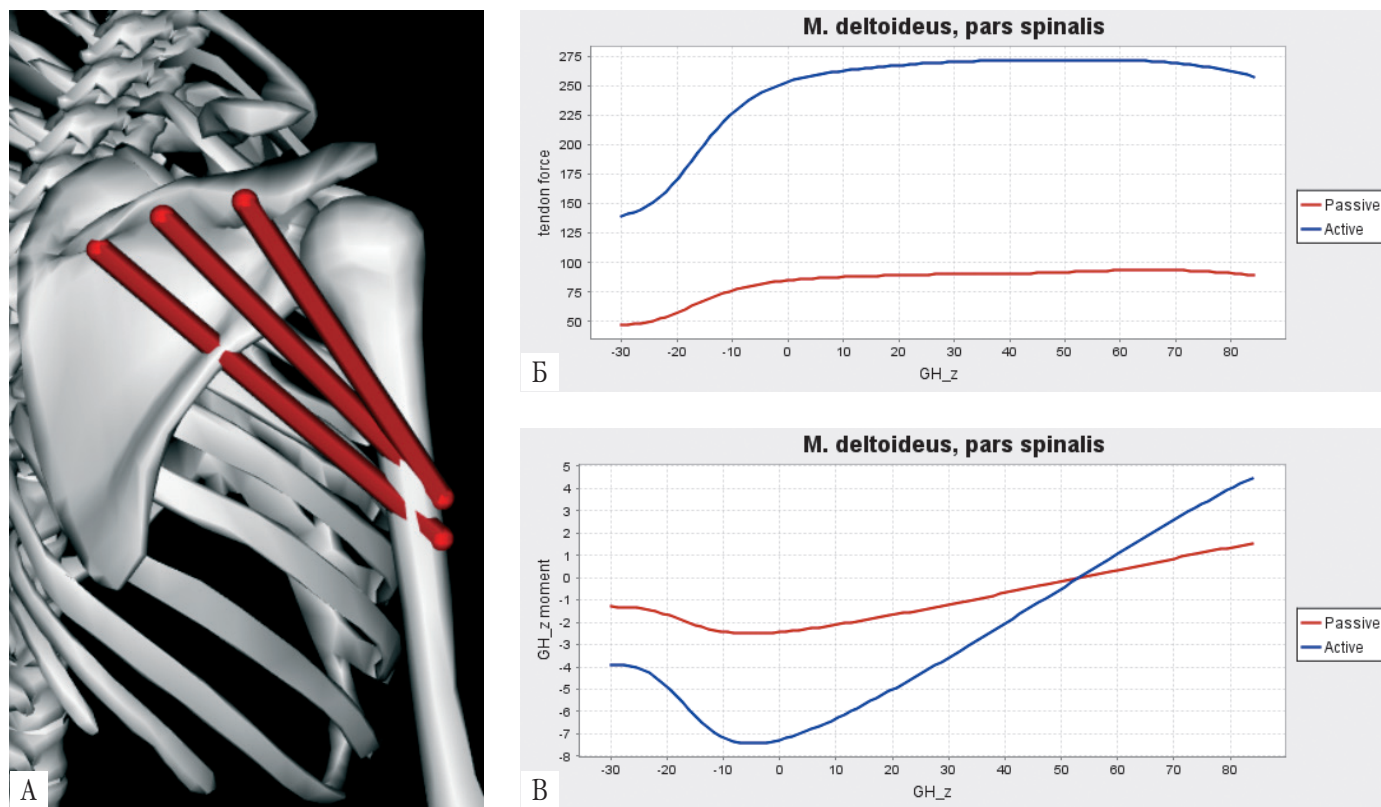


Рис. 4. *M. deltoideus, pars spinalis*

А) Вигляд на моделі. Б) Сила, яку розвиває м'яз. В) Крутний момент, який забезпечує м'яз.

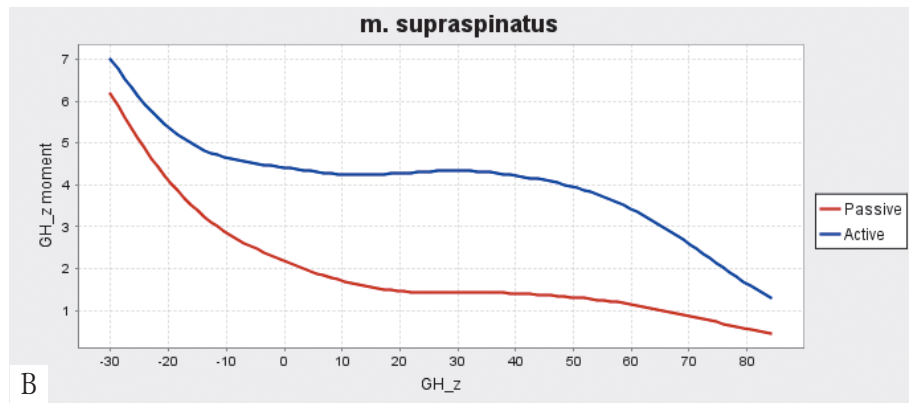
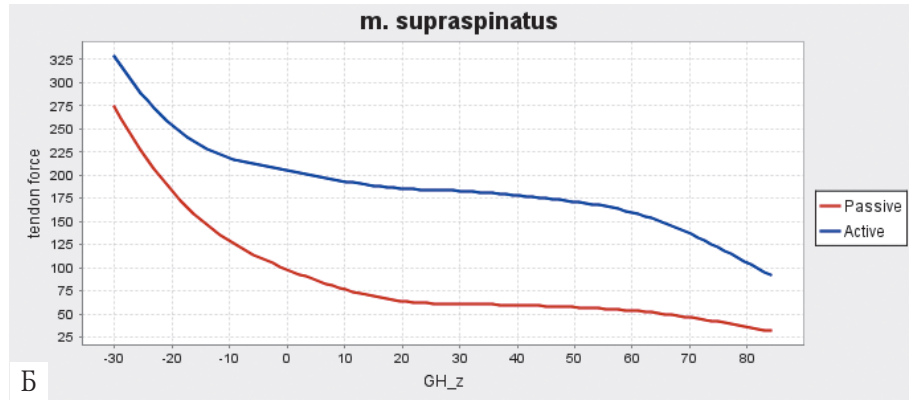


Рис. 5. M. supraspinatus:

А) Вигляд на моделі. Б) Сила, яку розвиває м'яз. В) Крутний момент, який забезпечує м'яз.

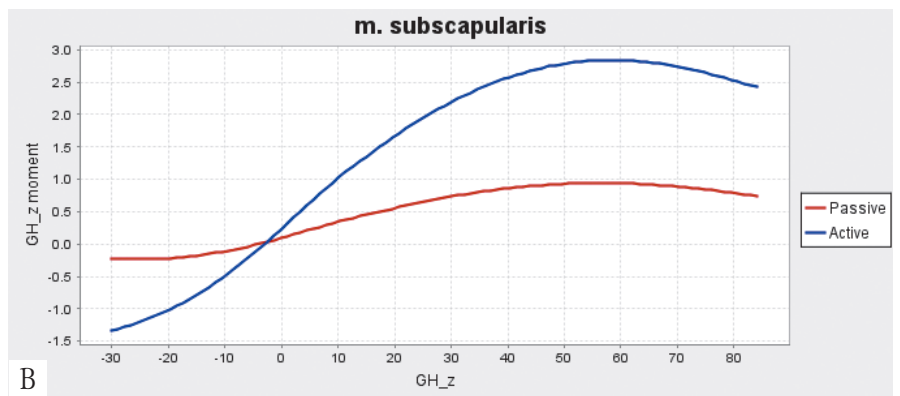
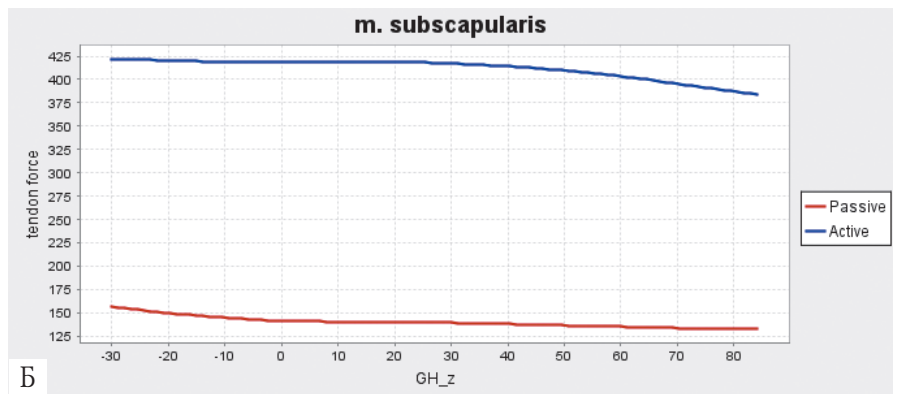
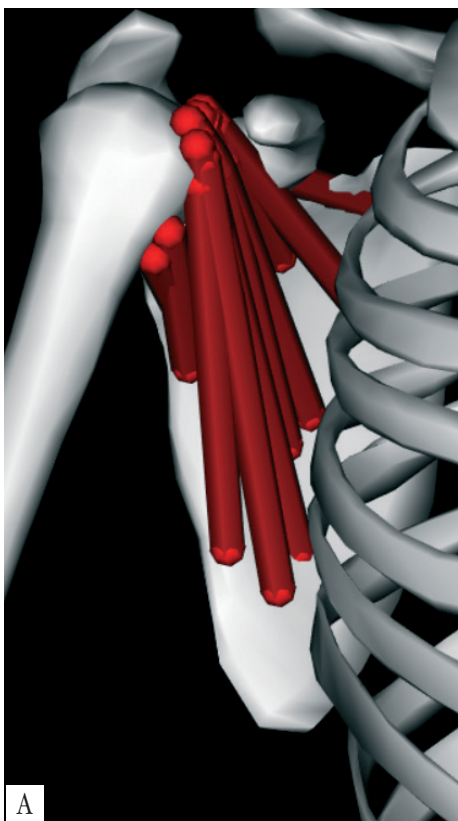


Рис. 6. M. subscapularis:

А) Вигляд на моделі. Б) Сила, яку розвиває м'яз. В) Крутний момент, який забезпечує м'яз.

зону стабільного збудження від 0° до 40° на рівні 420 Н з поступовим зниженням сили при подальшому руху кінцівки (рис. 6, б).

При відведенні руки без ваги графік крутного моменту (рис. 6, в) має незначне зростання на відрізку від 0° до 50° з 0 Нм до 1 Нм з подальшим зниженням до 0,5 Нм при куті 90°. При відведенні з вагою, м'яз відповідно збільшує крутний момент суглоба від 0 Нм на початку руху до 3 Нм при куті відведення 55° та подальшим зниженням, відповідно зниженню сили.

Розглянемо функціональність *m. supraspinatus* (рис. 7). Відмітимо, що цей м'яз стабілізує суглоб з боку спини. При розвороті голівки його довжина зменшується, що відображається у зменшенні його сили при відведенні руки (рис. 7, б). При відведенні без ваги сила *m. supraspinatus* змінюється від 130 Н на початку руху до 30 Н при 90°. При рухах з вагою сила м'яза збільшується, але падіння сили більш виражене – від 370 Н на початку руху до 100 Н при повному відведенні.

Крутний момент суглоба, який забезпечує *m. supraspinatus* при відведенні руки без ваги представляє собою помірний графік з піком до

2,0 Нм на куті 30°, у той же час крутний момент при відведенні з вагою показує значне збільшення до 5,6 Нм також при куті 30° з подальшим вираженим падінням до 1,5 Нм.

Останній м'яз ротаторної манжети – *m. teres minor* (рис. 8). Він стабілізує суглоб знизу тому активний впродовж всього періоду відведення руки. Сила м'яза при відведенні без ваги виходить на свій максимум 50 Н десь при куті від 20° до 30° і залишається постійною до кінця руху. При підйомі з вагою сила м'яза збільшується до 140 Н при куті 30° і також залишається постійною впродовж всього руху кінцівки (рис. 8, б).

Аналіз крутного моменту (рис. 8, в) показав, що *m. teres minor* при відведенні руки без ваги мало змінюється – від -0,5 Нм на початку руху до 0,5 Нм в кінці. При відведенні з вагою, крутний момент більш виражений і змінюється від -1,3 Нм до 1,25 Нм, як вже пояснювали. Від'ємне значення моменту показує напрямок дії сили, тобто в даному випадку момент направлений в протилежний бік від напрямку руху (відведення).

Дані про величини сили м'язів в залежності від кута згинання плеча наведені в табл. 1.

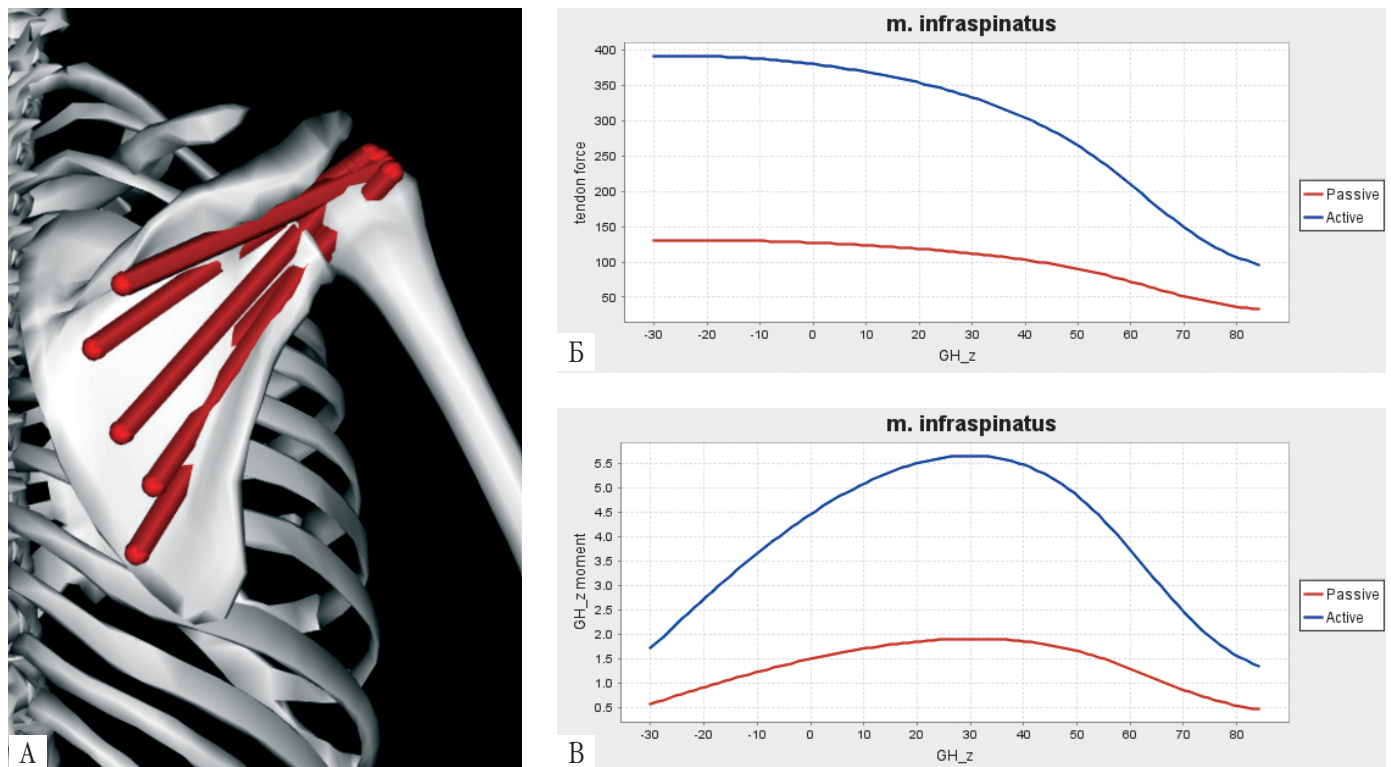


Рис. 7. *M. infraspinatus*:

А) Вигляд на моделі. Б) Сила, яку розвиває м'яз. В) Крутний момент, який забезпечує м'яз.

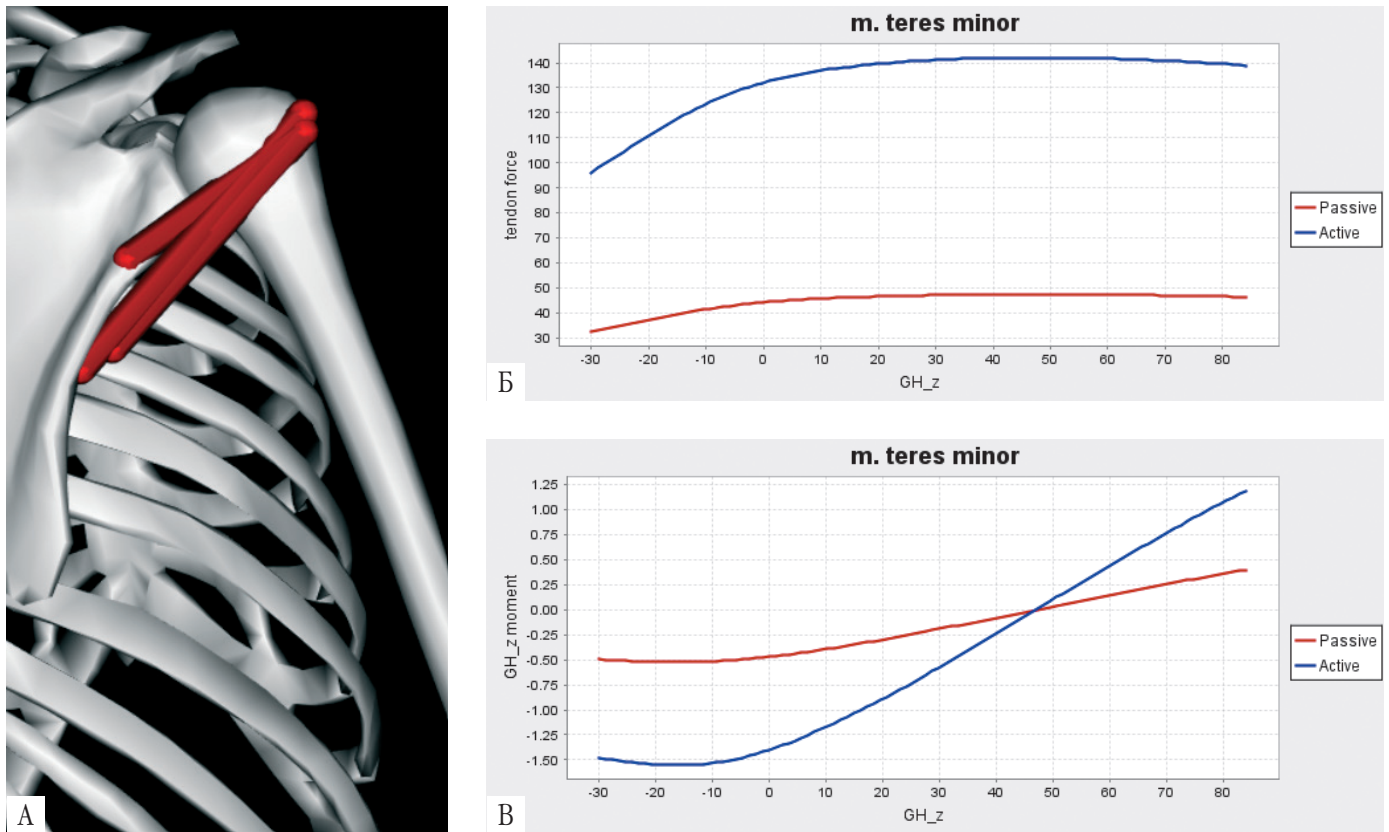


Рис. 8. M. teres minor:

А) Вигляд на моделі. Б) Сила, яку розвиває м'яз. В) Крутний момент, який забезпечує м'яз.

Таблиця 1.

Величина сили м'язів в залежності від кута відведення плеча

М'язи		Навантаження	Сила, Н						
			Кут згинання						
			0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
deltoidaeus	pars clavicularis	Немає	83,9	101,8	95,8	73,9	58,9	49,8	48,0
		20 Н	171,8	182,2	178,7	165,8	156,2	148,1	143,5
	pars acromialis	Немає	193,5	181,2	176,1	166,4	138,7	89,9	62,0
		20 Н	557,7	543,5	526,9	496,9	410,6	263,9	184,0
	pars spinalis	Немає	84,7	88,6	90,3	91,1	93,4	92,7	89,1
		20 Н	253,1	265,2	270,4	271,6	271,8	266,6	257,7
Rotator cuff	supraspinatus	Немає	98,5	68,7	61,1	58,4	53,5	41,4	31,5
		20 Н	204,8	188,8	183,0	174,9	159,7	121,1	92,1
	subscapularis	Немає	141,9	140,6	139,8	137,7	135,6	133,4	132,9
		20 Н	418,2	418,8	417,2	412,0	403,5	391,3	384,1
	infraspinatus	Немає	127,3	121,3	111,9	97,1	72,1	43,1	32,8
		20 Н	380,0	361,7	332,5	286,3	209,2	125,3	96,4
	teres minor	Немає	44,3	46,3	47,2	47,5	47,3	46,8	46,4
		20 Н	132,1	138,4	141,2	142,1	141,7	140,3	138,9

В таблиці 2 наведені дані величини крутних моментів в залежності від кута відведення плеча.

Таблиця 2.

Величина крутних моментів в залежності від кута відведення плеча

М'язи		Навантаження	Момент сили, Нм						
			Кут згинання						
			0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
deltoides	pars clavicularis	Немає	-1,7	0,6	1,3	1,8	1,7	1,9	2,1
		20 Н	-3,4	-1,2	2,4	4,0	4,5	5,7	6,3
	pars acromialis	Немає	3,1	3,4	3,9	4,1	3,7	2,4	1,6
		20 Н	8,7	10,3	11,6	12,3	11,0	7,1	4,8
	pars spinalis	Немає	-2,4	-1,9	-1,2	-0,4	0,3	1,1	1,5
		20 Н	-7,3	-5,7	-3,6	-1,3	1,0	3,3	4,5
Rotator cuff	supraspinatus	Немає	2,2	1,6	1,4	1,4	1,2	0,7	0,4
		20 Н	4,4	4,3	4,3	4,1	3,4	2,1	1,3
	subscapularis	Немає	0,1	0,5	0,7	0,9	0,9	0,8	0,7
		20 Н	0,2	1,4	2,2	2,7	2,8	2,6	2,4
	infraspinatus	Немає	1,5	1,8	1,9	1,8	1,3	0,7	0,4
		20 Н	4,4	5,3	5,6	5,2	3,7	1,9	1,3
	teres minor	Немає	-0,5	-0,3	-0,2	0	0,1	0,3	0,4
		20 Н	-1,4	-1,0	-0,6	-0,1	0,4	0,9	1,2

Обговорення

Виходячи з аналізу результатів отриманих у роботі визначено, що з розглянутих м'язів основним відповідальним за відведення верхньої кінцівки, є *m. deltoideus, pars acromialis*. Саме ця порція дельтоподібного м'язу розвиває максимальну силу при відведенні руки. Інші м'язи виконують переважно роль стабілізаторів, робота яких направлена на утримання плеча у суглобовій западині. Їх сила направлена в протилежний бік від напрямку руху. Відмітимо, що активність м'язів, які досліджували в даній роботі, була переважно до кута відведення від 30° до 50°, в залежності від функції м'язів при виконанні даної амплітуди рухів. Для здійснення подальшого руху вище 30° в роботу залучається лопатка зі своїм м'язовим апаратом. Саме при куті відведення у 30°-50° спостерігаємо або зменшення сили м'язів, або перехід у режим підтримки (*m. subscapularis* та *m. teres minor*).

Висновки

За результатами проведеного дослідження м'язів плеча при відведенні від 0 до 90° встановлено наступні ключові положення:

1. Провідну роль у відведенні верхньої кінцівки виконує *m. deltoideus, pars acromialis*, який розвиває максимальну силу під час руху.
2. М'язи ротаторної манжети виступають пере-

важно стабілізаторами, забезпечуючи утримання плеча в суглобовій западині. Їхня м'язова активність спрямована протилежно до напрямку руху.

3. Найбільша активність досліджених м'язів припадає на кут відведення від 30° до 50°. При куті 30°-50° спостерігається або зменшення м'язової сили, або перехід м'язів (зокрема, *m. subscapularis* та *m. teres minor*) у режим підтримки.

4. Для здійснення руху вище 30° у роботу додатково залучається лопатковий м'язовий апарат.

Отримані результати поглиблюють розуміння біомеханіки м'язів плечового поясу та мають значення для фізіології рухів.

References

1. Bergmann G, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, et al. In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *Journal of Biomechanics*. 2011 May 1;44(8):1543–52. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.02.142.
2. Gutiérrez S, Comiskey CA, Luo ZP, Pupello DR, Frankle MA. Range of Impingement-Free Abduction and Adduction Deficit After Reverse Shoulder Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. 2008 Dec;90(12):2606–15. doi: 10.2106/JBJS.H.00012.
3. Wu J, Bordini B. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Scapulohumeral Muscle [Internet]. PubMed. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546633/>
4. Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Némoz C, et al. A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. *Journal*

- of Shoulder and Elbow Surgery. 2003 May;12(3):207–13. doi: 10.1016/s1058-2746(02)86804-5.
5. Gutiérrez S, Levy JC, Frankle MA, Cuff D, Keller TS, Pupello DR, et al. Evaluation of abduction range of motion and avoidance of inferior scapular impingement in a reverse shoulder model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2008 Jul;17(4):608–15. doi: 10.1016/j.jse.2007.11.010.
6. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandey MG. Muscle and joint-contact loading at the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*. 2011 May 12;29(12):1850–8. doi: 10.1002/jor.21437.
7. Berliner JL, Regalado-Magdos A, Ma CB, Feeley BT. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015 Jan;24(1):150–60. doi: 10.1016/j.jse.2014.08.003.
8. Lädermann A, Walch G, Lubbeke A, Drake GN, Melis B, Bacle G, et al. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2012 Mar;21(3):336–41. doi: 10.1016/j.jse.2011.04.020.
9. Roche CP, Diep P, Hamilton M, Crosby LA, Flurin PH, Wright TW, et al. Impact of inferior glenoid tilt, humeral retroversion, bone grafting, and design parameters on muscle length and deltoid wrapping in reverse shoulder arthroplasty. *Bulletin of the Hospital for Joint Disease* (2013) [Internet]. 2013;71(4):284–93. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24344621/>
10. Berhouet J, Garaud P, Favard L. Evaluation of the role of glenosphere design and humeral component retroversion in avoiding scapular notching during reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2014 Feb;23(2):151-8. doi: 10.1016/j.jse.2013.05.009.
11. Chadwick EK, Blana D, Kirsch RF, van den Bogert AJ. Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2014 Jul;61(7):1947-56. doi: 10.1109/TBME.2014.2309727.
12. Moser T, Lecours J, Michaud J, Bureau NJ, Guillin R, Cardinal É. The deltoid, a forgotten muscle of the shoulder. *Skeletal Radiol*. 2013 Oct;42(10):1361-75. doi: 10.1007/s00256-013-1667-7.

Modeling the Function of Shoulder Joint Muscles During the Abduction of the Upper Limb

Kravchenko D.D.¹, Strafun O.S.¹, Suvorov V.L.¹✉, Karpinska O.D.², Karpinskyi M.Iu.²

¹State Scientific Institution «Center for Innovative Medical Technologies of the NAS of Ukraine», Kyiv, Ukraine

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

Summary. Introduction. The functioning of the shoulder muscles during shoulder joint arthroplasty cannot be overestimated. Current strategies for muscle preservation during arthroplasty include: 1) minimally invasive approaches, 2) precise positioning of endoprosthesis components, and 3) early mobilization and postoperative rehabilitation. **Objective.** This study aimed to evaluate the force contribution of individual muscles of the shoulder girdle during upper limb abduction in the shoulder joint. **Materials and Methods.** The model comprises six joints: acromioclavicular (*articulatio acromioclavicularis* – ac), sternoclavicular (*articulatio sternoclavicularis* – sc), glenohumeral (*articulatio glenohumeralis* – gh), humeroulnar (*articulatio humeroulnaris* – hu), humeroradial (*articulatio humeroradialis* – hr), and radiocarpal (*articulatio radiocarpalis* – rc). Force generation during upper limb abduction was assessed both without load and with a 2 kg weight. **Results.** The analysis revealed that the main muscle responsible for the abduction of the upper limb is *m. deltoideus* (acromial part). This portion of the deltoid muscle develops maximal force during the abduction of the arm. Other muscles mainly serve as stabilizers, maintaining the humeral head within the glenoid cavity, with their force directed opposite to the movement. It should be noted that the activity of the muscles studied in this work was most prominent within the abduction range of 30° to 50°, depending on their functional role during the movement. Beyond 50°, the scapula and its associated musculature become actively involved. **Conclusions.** The maximum force during abduction of the upper limb is generated by *m. deltoideus* (acromial part). As the abduction angle increases beyond 30°–50°, there is a decrease in rotator cuff muscle force or a transition to a «support mode.» These findings improve our understanding of the shoulder girdle muscle biomechanics and are significant for movement physiology.

Keywords: shoulder joint; abduction; muscles; isometric force; moment of force.