

О.В. Легедза¹, А.В. Горковенко¹, І.В. Верещака¹, М. Дорновський², О.І. Костюков¹

Порівняльний аналіз електроміографічної активності м'язів руки людини в умовах циклічних поворотів вектора ізометричного зусилля кисті у протилежних напрямках

¹Інститут фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України, Київ; ²Академія фізичного виховання і спорту, Польша, Гданськ; E-mail: aleksejlegedza@gmail.com

Порівнювали особливості формування цілеспрямованих тонічних ізометричних зусиль, що створювалися м'язами плечового пояса та плеча, для двох протилежних змін напрямків вектора довільного зусилля – за та проти годинникової стрілки. Модуль вектора зусилля при цьому залишався сталим. Інтенсивність центральних моторних команд оцінювали згідно з обрахованою площею випрямлених, усереднених та апроксимованих електроміограм (ЕМГ), відведених від досліджуваних м'язів. Розвиток зусилля заданого напрямку здійснювався в операційному просторі горизонтальної площини при кутах 75° у плечовому суглобі та 90° – у ліктьовому. Виявлено синергічну взаємодію окремих функціональних груп м'язів в умовах певної силової реакції. У просторовому відношенні встановлені ділянки переважної активності досліджуваних м'язів у межах операційного простору. Показано відмінності амплітуд ЕМГ при протилежних напрямках вектора зусилля та коактивація м'язів-згиначів, у той час як розгиначі проявляли свою активність лише в межах своїх функціональних секторів. Для 4 з 8 досліджуваних м'язів характерне статистично значуще збільшення амплітуди електроміограм при напрямку вектора зусилля проти годинникової стрілки відносно амплітуди ЕМГ за годинниковою стрілкою. Цей феномен може бути пояснено більш складною організацією патернів моторних команд, послідовно адресованих м'язам плеча та передпліччя, викликану нетиповою послідовністю активації м'язів антагоністів при виконанні циклічних рухів рукою в режимі ізометричного скорочення.

Ключові слова: двосуглобові ізометричні зусилля; центральні моторні команди; вектор зусилля; електроміограма.

ВСТУП

Аналіз електроміографічної (ЕМГ) активності м'язів плечового пояса та плеча людини дає змогу досліджувати ступінь взаємодії м'язів-синергістів, антагоністів і агоністів як при ізотонічному скороченні, так і в режимі розвитку ізометричних зусиль. Довільні рухи є результатом одночасної роботи різних функціональних груп м'язів. В умовах розвитку зусилля, близькому до ізометричного, активність м'язів – досить зручний об'єкт для вивчення механізмів управління довільними цілеспрямованими моторними реакціями [1–4]. Структура ЕМГ

м'язів при реальних рухових реакціях та без них, при створенні ланкою кінцівки довільних односуглобних ізометричних зусиль відрізнялася за амплітудно-частотними характеристиками. Такі ЕМГ розглядалися як відображення суперпозиції центральних моторних команд (ЦМК) у ряді робіт [5–7]. Показано, що формування повільних ізометричних зусиль, які розвивають м'язи плеча та плечового пояса людини, зумовлено насамперед м'язами, які є агоністами відносно певного рухового патерна [8–13]. Вивчали також моторні команди при двосуглобних ізометричних рухових актах, що надходили до м'язів плеча та передпліччя. Так, була

проведена серія експериментів у режимі повільних (небалістичних) ізометричних зусиль з різними напрямками вектора сили [1].

Мета роботи – аналіз ЕМГ в умовах створення ізометричного зусилля, годограф вектора якого мав рухатися по колу зі сталою кутовою швидкістю та змінювати напрямок за та проти годинникової стрілки.

МЕТОДИКА

Обстежено 11 практично здорових чоловіків віком від 21 до 45 років. Всі вони були правшами без будь-яких порушень функцій опорно-рухового апарату або неврологічних захворювань.

Під час експерименту обстежуваний, сидячи на стільці з регульованою висотою сидіння, кистю правої руки мав розвивати зусилля у горизонтальній площині, амплітуда і напрямок якого реєструвалися за допомогою спеціально сконструйованого силоміра. Механічна частина силоміра складалася з вертикальної консолі на нерухомій платформі, що мала можливість фіксації в різних місцях відносно тулуба обстежуваного. Консоль закінчувалася руків'ям, сила до якого повинна була прикладатися у горизонтальній площині. Консоль була виготовлена зі сталевого циліндричного стрижня діаметром 20 і довжиною 300 мм. Поблизу місця фіксації консолі на платформі, з обох боків стрижня за допомогою фрезування робили симетричні вибірки довжиною 20 мм кожний та проміжком між ними 5 мм у взаємно-перпендикулярних напрямках. Товщина пластин, що залишилися, становила 5 мм. На пластини з обох боків наклеювали напівпровідникові тензорезистори, що давали змогу вимірювати два взаємно-перпендикулярних компоненти сили, що прикладалася в горизонтальній площині на кінці консолі. Під час дослідження консоль розташовувалася таким чином, що осі деформації розташовувалися пе-

ред випробуваним у парасагітальній та парафронтальній площинах. Кисть руки людини, ліктьовий і плечовий суглоби знаходилися в горизонтальній площині; при цьому руку вище ліктьового суглоба підвішували за допомогою тросу та лямки до стелі. Це також мало нівелювати дію сили тяжіння на кінцівку. Руків'я силоміра мало спеціальну лонгету, яка фіксувала та знерухомлювала зап'ястковий суглоб. Кут у плечовому суглобі був 75° (зовнішній кут відносно фронтальної площини), а у ліктьовому – 90° (між осями плеча та передпліччя). Перед кожним експериментом проводили додаткову процедуру калібрування тензодатчиків на стандартні значення зусиль в 20 Н. В експерименті використовували два комп'ютери. На екрані першого одночасно відображалася еталонна траєкторія кола годографа вектора зусилля у операційному просторі і траєкторія реального зусилля, яке розвивала людина.

Другий комп'ютер застосовували для реєстрації двох сигналів силоміра та ЕМГ 8 м'язів плеча та плечового пояса: *m. brachioradialis* (*Br*, згинач ліктьового суглоба), *m. biceps brachii, caput breve* (*BB cb*, біартикулярний згинач плечового та ліктьового суглобів), *m. biceps brachii, caput longum* (*BB cl*, згинач ліктьового суглоба), *m. triceps brachii, caput laterale* (*TB clat*, розгинач ліктьового суглоба), *m. triceps brachii, caput longum* (*TB cl*, біартикулярний розгинач плечового та ліктьового суглобів), *m. pectoralis major* (*Pm*, згинач плечового суглоба), *m. deltoideus, pars clavicularis* (*D pc*, розгинач плечового суглоба), *m. deltoideus, pars scapularis* (*D ps*, розгинач плечового суглоба). ЕМГ реєструвалися за допомогою поверхневих електродів серій («Biorac System EL 503», США). Електроміографічні підсилювачі мали полосу пропускання 0,1-1000 Гц; сигнали реєструвалися з використанням аналогово-цифрових перетворювачів PCI 6071E і 6023E («National Instruments», США) з частотою

дискретизації $2 \cdot 10^3 \text{ с}^{-1}$. В експериментах використовували пакет програм “LAB VIEW 6” та “7”. У режимі off-line сигнали ЕМГ піддавалися двонапівперіодному випрямленню та низькочастотній фільтрації (цифровий фільтр Баттерворта четвертого порядку з частотою зрізу 5 Гц). Після цього сигнали ЕМГ нормувалися у відсотках до рівня ЕМГ, що реєструвався при максимальному довільному напруженні відповідних м'язів. Цей тест проводили перед виконанням основних завдань. Сигнал зусилля також піддавався фільтрації зі згаданими вище показниками. Після попередньої обробки сигнали усереднювали за 10 реалізаціям однакових завдань. Часові зміни оброблених ЕМГ розглядалися як оцінки інтенсивності ЦМК, що надходили до м'язів плечового пояса та плеча в даному силовому тесті.

Кожний експеримент складався з двох завдань: протилежних напрямків обходу вздовж кола годографа вектора зусилля – за годинниковою стрілкою та проти годинникової стрілки відповідно. Окреме завдання складалося з 10 реалізацій. Результат кожної спроби оцінювали на місці, при неправильному виконанні завдання обстежуваним або незадовільному запису ЕМГ, спробу повторювали додатково. В усіх завданнях амплітуда зусилля, що розвивав обстежуваний кистю залишалася незмінною протягом руху маркера-курсора вздовж кола. Тривалість кожної спроби складала 38 с. В обох завданнях обстежуваний повинен був створювати еталонне зусилля, відстежуючи маркер-курсор. Для генерації тест-зусиль, які складали перше завдання, обстежуваний за 2 с повинен був вийти на заданий рівень зусилля і відстежувати рівномірний криволінійний рух маркера-курсора за годинниковою стрілкою. Відстань пройденого шляху була півтора кола, після чого обстежуваний повинен був розслабити м'язи кінцівки і повернутися у вихідне положення (центр кола). Друга частина експерименту складалася з аналогічного

завдання, тільки напрямком генерованого зусилля і руху маркера- курсора змінювався на протилежний - проти годинникової стрілки. Період відпочинку між спробами складав 1-2 хв.

Для більш коректного представлення результатів і подальших кількісних оцінок, усереднені та згладжені сигнали ЕМГ піддавалися апроксимації за допомогою процедури нелінійної регресії. Для цього використовували функцію, що являла собою суму усередненого значення амплітуди ЕМГ і двох косинусів. Це дозволило досить точно вирівняти ЕМГ у полярній системі координат, позбувшись непотрібних флуктуацій та зберігши при цьому всі нюанси акцентованого зміщення ЕМГ відносно центра координат. Більш детально методика описана в нашій попередній праці [14]. Для визначення сектора операційного кола, в якому спостерігалась максимальна активність відповідного м'яза, ЕМГ останнього умовно поділялась на 4 квадранти, відповідно окреслених межами 4 секторів кола. Далі обчислювали площу кожного квадранта та нормували відносно до площі загальної ЕМГ.

Для порівняння площ ЕМГ двох протилежних напрямків вектора зусилля був використаний непараметричний критерій Вілкоксона для залежних вибірок. Спочатку вираховували різницю площ між ЕМГ протилежних напрямків вектора зусилля. Отримані значення представляли у вигляді відсоткового приросту (позитивні значення) або зменшення (від'ємні значення) площі проти годинникової стрілки відносно площі за годинниковою стрілкою. Всі абсолютні величини зрушень ранжувались, а потім підсумовувались ранги.

Для порівняння середніх значень кутів у полярній системі координат, при яких амплітуда ЕМГ відповідного м'яза досягає свого максимального значення, було застосовано двовибірковий критерій t Стьюдента для залежних вибірок.

РЕЗУЛЬТАТИ

Секторні діаграми на рис. 1 ілюструють нормовану ЕМГ одного з обстежуваних для двох протилежних напрямків генерації зусилля – за годинниковою та проти годинникової стрілки. Порівняння носить описово-демонстративний характер та відображає типове для більшості обстежуваних співвідношення площ ЕМГ різного обходу вектора зусилля. Для 7 м'язів: Br, BB cb, BB cl, TB clat, TB cl, D pc, D ps ЕМГ проти

годинникової стрілки більша за амплітудою (а, отже, і за площею) ЕМГ за годинниковою стрілкою. Кардинально інший результат спостерігався у згинача Pm, площа ЕМГ якого проти годинникової стрілки була менше такої протилежного напрямку вектора зусилля. Для згиначів BB cb, BB cl, Pm чітко виражена максимальна амплітуда ЕМГ обох напрямків в III секторі кола, а для розгиначів TB clat, TB cl, D pc, D ps – переважно в I секторі, окрім D ps за годинниковою стріл-

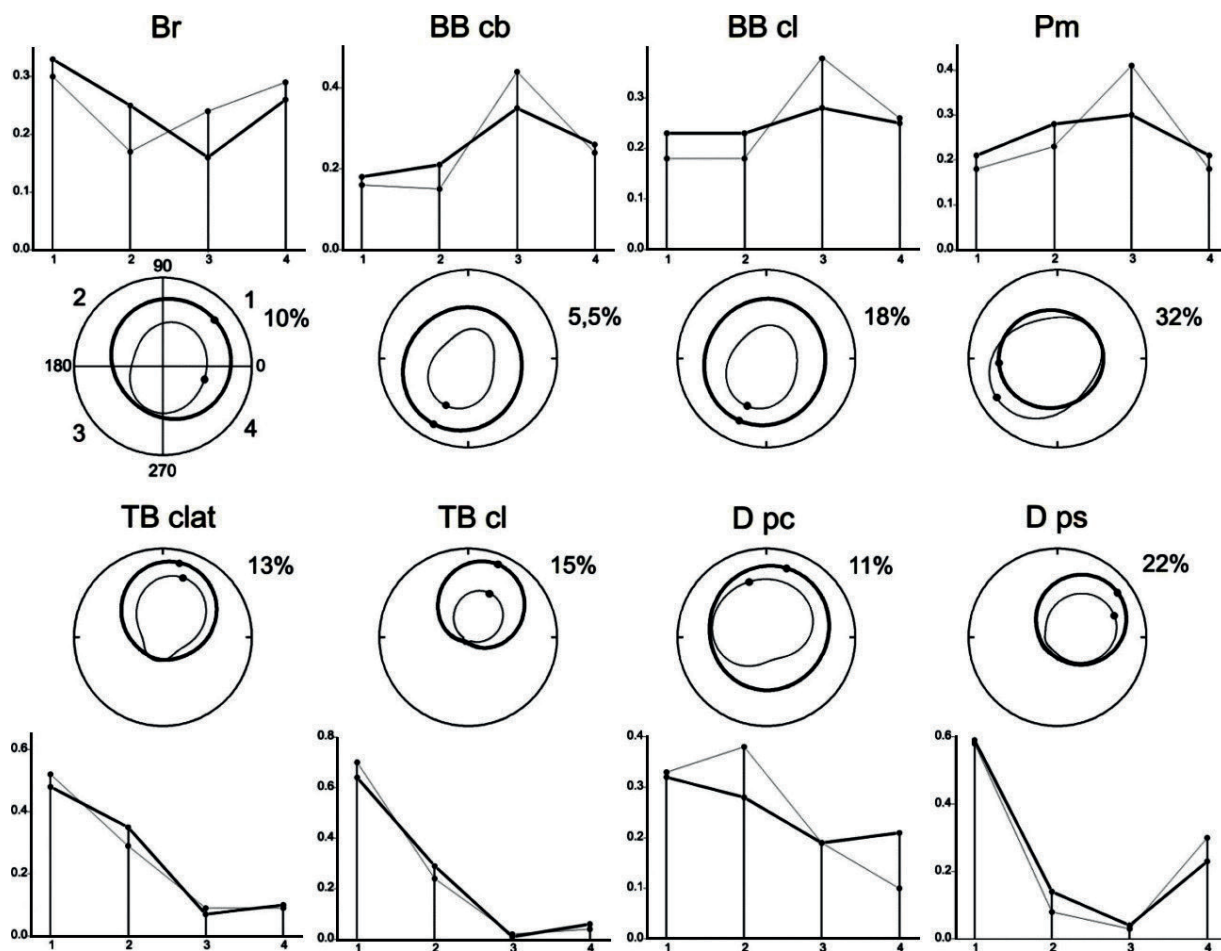


Рис. 1. Секторні діаграми та гістограми зміни електроміографічної (ЕМГ) активності м'язів плечового пояса та плеча при двох протилежних напрямках обходу вектора зусилля одного із обстежуваних. Гістограми ілюструють співвідношення нормованих площ окремих квадрантів ЕМГ певного м'яза (вісь ординат) при двох протилежних напрямках руху вектора зусилля: за годинниковою стрілкою (тонка лінія) та проти годинникової стрілки (товста лінія). На секторних діаграмах зображено загальну нормовану ЕМГ. Напрямок вектора зусилля: тонка лінія – за годинниковою стрілкою; товста лінія – проти годинникової стрілки. Масштаб розгортки кожної окремої ЕМГ позначений у відсотках біля кола. 1, 2, 3, 4 – порядковий номер квадранта

кою, напрямом максимального значення амплітуди якого знаходиться в II секторі. Згинач ліктьового суглоба Вг проти годинникової стрілки коактивується разом з чотирма розгиначами: двох ТВ clat, двох ТВ cl, 1-го D ps (проти годинникової стрілки), та двох D ps, напрямом максимуму амплітуди яких знаходиться в I секторі діаграми.

Кожна окрема частина ЕМГ (далі – квадрант), яка окреслена одним з 4 секторів операційного кола, була пронормована до загальної площі цієї ЕМГ. Нормування проводили для всіх м'язів двох протилежних обходів вектора зусилля. Як видно з гістограм, (див. рис. 1) найбільша площа серед квадрантів кожного напрямку обходу вектора зусилля відповідає тій частині операційного кола, в якій амплітуда ЕМГ має найбільше значення та відповідає максимальній активності даного м'яза в цьому функціональному секторі. Всі значення площ квадрантів були усереднені серед 11 обстежуваних для кожного м'яза та порівняні за напрямом вектора зусилля. Максимальна площа квадранта Вг відповідала 4-му сектору операційного кола. Причому квадрант проти годинникової стрілки був більший на соті частини від одиниці. ВВ cb і ВВ cl мали

максимальну площу квадрантів у 3-му секторі. Pm виявляв свою максимальну активність також у 3-му секторі операційного поля. Максимальна площа квадрантів двох напрямків вектора зусилля для ТВ clat і ТВ cl відповідала 1-му сектору. Ситуація для D ps виявилась неоднозначною: максимальна площа квадранта за годинниковою стрілкою відповідала 1-му сектору, а проти годинникової стрілки – 2-му.

Для D ps квадранти обох напрямків вектора зусилля відповідали 1-му сектору. Особливість даного порівняння полягала в тому, що окрім Вг, для всіх інших 7 м'язів, як згиначів так і розгиначів, площа квадрантів за годинниковою стрілкою була більшою за площу ідентичних квадрантів проти годинникової стрілки. Хоча ця різниця і не була статистично значущою.

Для порівняння цілих площ різного обходу вектора зусилля було обраховано спочатку їх арифметичну різницю, а потім представлено у вигляді різницевих значень, виражених у вигляді відсотків, які відповідають ступеню зміни площі ЕМГ проти годинникової стрілки відносно площі ЕМГ за годинниковою стрілкою (табл. 1). Від'ємні значення свідчать про зменшення

Таблиця 1. Порівняння амплітуди (%) електроміограми за і проти годинникової стрілки.

Номер експерименту	М'язи							
	Вг	ВВ cb	ВВ cl	Pm	ТВ clat	ТВ cl	D ps	D ps
1	1,8	34,8	34,5	-23,1	37,1	22,4	110,1	25,4
2	-56,3	-29,0	175,0	-71,8	198,2	-51,2	613,2	4,2
3	156,9	87,6	57,0	117,1	36,2	29,6	163,0	28,4
4	133,0	13,0	100,1	9,6	1,8	-37,8	45,1	39,1
5	486,4	69,1	6,6	11,0	25,2	48,6	26,3	-3,5
6	7,1	48,9	65,0	-51,8	28,9	-5,4	-0,5	53,8
7	33,1	138,7	211,1	-7,5	36,3	39,9	169,5	15,4
8	40,2	113,0	138,3	-42,9	-5,9	-19,4	55,9	-5,9
9	106,1	185,3	162,0	-7,5	65,6	192,1	72,0	67,0
10	-7,9	6,7	-4,6	31,0	16,1	6,6	20,1	52,8
11	17,9	133,2	64,3	10,9	-17,6	-64,4	3,9	-76,4

площі ЕМГ проти годинникової стрілки відносно ЕМГ за годинниковою стрілкою. Позитивні значення вказують на зростання площі ЕМГ проти годинникової стрілки. Як видно з табл. 1, значення збільшення або зменшення достатньо сильно варіюють в межах одного м'яза. Представлені дані стали умовою використання непараметричного тесту Вілкоксона для порівняння двох залежних вибірок. Спочатку зіставлялись абсолютні величини вираженості зрушень в тому чи іншому напрямку. Для цього всі абсолютні величини зрушень ранжувались, а потім підсумовувались ранги. Якщо зрушення в той чи інший бік відбувалися випадково, то і суми їх рангів виявлялися приблизно рівні. Якщо ж інтенсивність зрушень в один бік більше, то сума рангів абсолютних значень зрушень в протилежний бік буде значно нижче, ніж це могло б бути при випадкових змінах.

Результати застосування статистичного критерію Вілкоксона представлені у табл. 2. Аналіз показав наявність достовірної різниці між площами ЕМГ різного обходу вектора зусилля, а саме для 3 м'язів-згиначів (Br, BB cb, BB cl) та одного м'яза-розгинача (D ps). У цьому разі ЕМГ проти годинникової стрілки значно переважала за амплітудою ЕМГ протилежного напрямку вектора зусилля. Для інших 4 м'язів, а саме: одного згинача (Pm) та 3 розгиначів (TB clat, TB cl, D ps), різниця між площами ЕМГ протилежних напрямків вектора зусилля була статистично не значущою, хоча для всіх досліджуваних м'язів площа ЕМГ проти годинникової стрілки переважала у більшості

обстежуваних, окрім односуглобного м'яза-згинача – Pm. Його середнє значення різниці становило: -2,2 %, що вказує на тенденції зменшення площі ЕМГ проти годинникової стрілки відносно такої за годинниковою стрілкою.

ЕМГ досліджених 8 м'язів відрізнялася за напрямком максимальної амплітуди, про що свідчить їх розташовування у різних секторах полярних координат. В залежності від переважного розміщення апроксимованих ЕМГ в одному із секторів операційного кола оцінювали домінування активності м'язів у певному напрямку. Як зазначено вище, для більш точного визначення ділянки найбільшої активності певного м'яза було розраховано відношення активності (площі) у кожному з 4 секторів операційного кола до його загальної ЕМГ-активності. Напрямок секторів функціональної активності для м'язів-згиначів ліктьового суглоба, двосуглобових м'язів-згиначів та м'язів-згиначів плеча збігався з орієнтацією генерованого зусилля у напрямку згинання передпліччя. Виключення у більшості випадків становив м'яз-згинач передпліччя Br. Така сама тенденція спостерігалась і у групі м'язів-розгиначів. Створення зусиль, які забезпечувалися спробами згинання в обох суглобах, в основному було пов'язано з активацією м'язів-згиначів (Br, BB cb, BB cl, Pm), тоді як активність антагоністичних м'язів-розгиначів (TB cl, TB clat, D ps) була малопомітною. ЕМГ при напрямку проти годинникової стрілки у переважній більшості випадків мали незначні відхилення

Таблиця 2. Результати непараметричного критерію знакових рангів Вілкоксона для порівняння електроміограм при двох протилежних напрямках вектора зусилля.

Показник	М'язи							
	Br	BB cb	BB cl	Pm	TB clat	TB cl	D ps	D ps
Критерій Фішера	-2,223 ^a	-2,667 ^a	-2,756 ^a	-0,267 ^a	-1,778 ^a	-0,445 ^a	-2,845 ^a	-0,889 ^a
Статистична значимість (двостороння)	0,026*	0,008*	0,006*	0,790	0,075	0,657	0,004*	0,374

*P < 0,05; a – оснований на від'ємних рангах.

від таких за годинниковою стрілкою. Для кількісного аналізу рівня відхилення значень кутів максимальних амплітуд ЕМГ двох протилежних напрямків було проведено парний t-критерій Стьюдента (табл. 3). Статистичний аналіз показав достовірну різницю між середніми значеннями кутів для двох м'язів-згиначів: плечового суглоба Pm та двосуглобового плечового та ліктьового суглобів BB cb.

Встановлено (рис. 2), що активація досліджуваних м'язів у різних обстежуваних була дещо відмінною, але в цілому її патерн був відносно стереотипним.

Як видно з рис. 2, м'язи-згиначі проявляли активність переважно у III секторі (напрямок вектора зусилля 180° – 270°). Виняток становила активність Br, переважна активність якого була у I та IV секторах. Суттєвий внесок у генерацію як згинальних, так і розгинальних тонічних зусиль належить згиначеві ліктьового суглоба Br, на що вказує досить широкий сектор його активності для всіх 11 обстежуваних. Можна стверджувати, що цей м'яз проявляє високий рівень коактивації в умовах створення зусиль переважно у напрямку розгинання у ліктьовому та плечовому суглобах. Це стосувалося ЕМГ двох протилежних напрямків вектора зусилля для згаданого м'яза. Дещо складніше реалізувалися зусилля у напрямку розгинання ліктьового та плечового суглобів. Слід

відмітити, що сектори активності м'язів-розгиначів мали більш вибіркового характеру, ніж такі для м'язів-згиначів (див. рис. 2, 3). У цьому разі зусилля створювалися внаслідок підвищення активності м'язів-розгиначів ліктьового та плечового суглобів (TB clat, TB cl, D ps) у I секторі (0° – 90°) та плеча (D pc) – у I та II секторах (0°– 180°). Але така генерація супроводжувалася досить помітною коактивацією згиначів (Br, BB cl, BB cb) зокрема у I секторі. Усереднення значень кутів ЕМГ протилежних напрямків вектора зусилля дало змогу порівняти дисперсії останніх (див. рис. 3).

Слід відзначити, що найбільший розкид значень кутів протилежного обходу мають двосуглобовий м'яз-згинач ліктьового та плечового суглобів BB cb та м'яз-згинач плеча. Найменша різниця у зміщенні значень кутів протилежного обходу була у двосуглобового м'яза-розгинача ліктьового та плечового суглобів TB cl.

Варто зауважити, що при створенні згинальних зусиль рівень коактивації м'язів-розгиначів був значно меншим порівняно із м'язами- згиначами.

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

Результати дослідження свідчать про високоскоординовані дії ЦМК стосовно напрямку вектора зусилля, що розвивається

Таблиця 3. Результати парного t-тесту для порівняння середніх значень кутів двох протилежних напрямків вектора зусилля (m±SEM)

М'язи	Напрямок вектора зусилля		P
	За годинниковою стрілкою	Проти годинникової стрілки	
Br	-31,59±18,53	-26,75±14,17	0,8
BB cb	-89,29±21,01	252,91±8,62	1,60E-09*
BB cl	253,08±8,81	259,17±9,49	0,15
Pm	200,01±3,94	189,4±4,32	0,04*
TB clat	75,64±5,86	68,62±4,97	0,21
TB cl	63,51±2,96	65,33±5,65	0,74
D pc	88,81±19,97	107,19±22,87	0,29
D ps	20,29±4,09	35,76±17,44	0,4

*P < 0,05; SEM – стандартна помилка середнього значення.

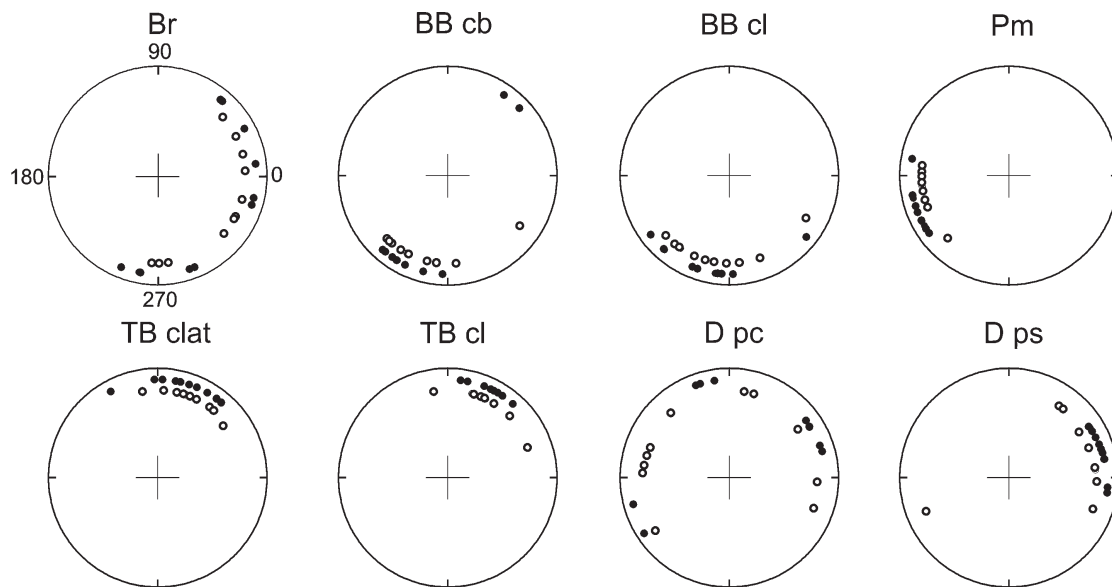


Рис. 2. Секторні діаграми, які ілюструють напрями фокусних значень амплітуди електроміограми для кожного м'яза в усіх обстежуваних. Значення кутів фокусної амплітуди в операційному просторі при протилежних напрямках вектора зусилля позначені: чорними маркерами - за годинниковою стрілкою, світлими - проти годинникової стрілки

рукою в режимі, близькому до ізометричного (за відсутності значних змін положення ланок кінцівки). Головним аргументом на користь цього твердження є факт вибіркового зміщення амплітуди ЕМГ щодо центру

координат операційного кола для м'язів-згиначів і розгиначів суглобів руки. Це може свідчити про те, що в умовах постійного, повільного (небалістичного) ізометричного скорочення м'язів плеча і плечового

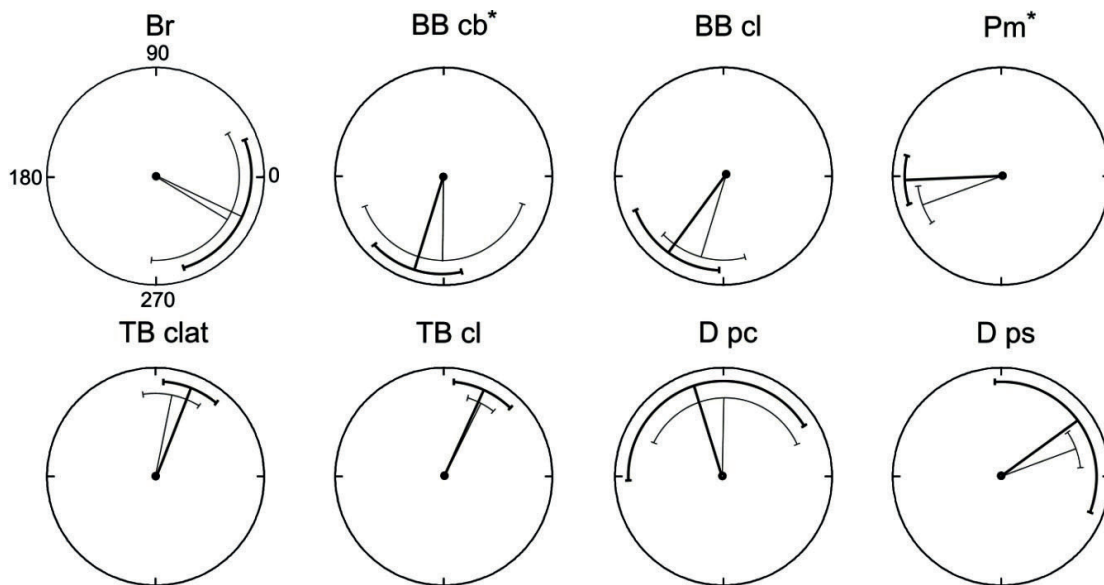


Рис. 3. Секторні діаграми середніх значень кутів, що відповідають максимальній амплітуді електроміограми м'яза в певному секторі операційного простору для двох протилежних напрямків вектора зусилля. * $P < 0,05$ між середніми значеннями кутів електроміограми певного м'яза для двох протилежних напрямків руху вектора зусилля.

пояса, зусилля генерувалися внаслідок активації м'язів-агоністів. Під час руху годографа вектора зусилля вздовж цільової траєкторії, у разі генерації зусилля, орієнтованого у напрямі згинання двох суглобів, більшою мірою коактивувалися м'язи-згиначі передпліччя (Br, BB cl), двосуглобовий м'яз-згинач (BB cb), м'яз-згинач плеча (Pm) і меншою мірою м'язи-розгиначі плеча та передпліччя (або при повній відсутності їх активності). Під час реалізації розгинальних зусиль більшою мірою активувалися м'язи-розгиначі плечового та ліктьового суглобів при незначній коактивації м'язів-антагоністів. Отримані результати в повній відповідності можна порівняти з результатами попередніх праць [15, 16], які свідчать про те, що реалізація повільних (небалістичних) зусиль переважно активує м'язи-агоністи в простих цілеспрямованих рухах. Аналіз ускладнюється тим, що цільова траєкторія руху включає доцентрове прискорення (рух вектора по кривій). Ця умова створює додаткові труднощі у визначенні точної спрямованості амплітуди ЕМГ м'яза, але одночасно демонструє процеси послідовної коактивації м'язів антагоністів на всьому діапазоні операційного простору. При цьому наші експерименти показали, що під час розвитку зусилля, годограф вектора якого рухається по колу, для всіх напрямків створення зусилля, була характерна та чи інша ступінь коактивації м'язів, які є антагоністами для конкретного напрямку вектора зусилля. Скоріш за все цей факт пояснюється недостатнім реципрокним гальмуванням м'язів антагоністів, що викликано поступовою активацією м'язів різних функціональних груп, під час руху годографа вектора по колу. Усі 8 м'язів виявляли певну ступінь активації в залежності від напрямку вектора зусилля. Таким чином, під час реалізації ізометричних моторних реакцій, які забезпечувалися спробами згинання в плечовому і ліктьовому суглобах, була отримана комбінація ЕМГ-активності

м'язів-згиначів і розгиначів цих суглобів, яка вказувала на підвищення активності групи м'язів-згиначів, в той час як м'язи-розгиначі відповідних суглобів виявляли незначну тонічну активність. Навпаки, в умовах генерації зусиль, орієнтованих у напрямі розгинання обох суглобів, суттєвий внесок робили м'язи-розгиначі. Важливо відзначити, що м'язи-згиначі при виконанні розгинальних зусиль демонстрували деяку ступінь коактивації в секторах окружності, характерних для м'язів-розгиначів. Причому ступінь коактивації у м'язів-згиначів у відсотковому співвідношенні була значно вище, ніж у м'язів-розгиначів. Така особливість характерна для ЕМГ м'язів-антагоністів при різній спрямованості вектора зусилля. Можливо, це пов'язано з переважною роллю м'язів-згиначів у стабілізації розгинальних рухів, виробленої в процесі еволюції у чотириногих тварин для підтримки обраної пози. М'яз-згинач передпліччя Br збільшував свою ЕМГ-активність при створенні зусиль у більшості напрямків, у тому числі і тих, при яких зусилля спрямоване у бік розгинання. Ймовірно, цей факт пов'язаний з тим, що згаданий м'яз не тільки виконує функцію згинача передпліччя, а й стабілізує головку плечової кістки, притискаючи її своїм сухожиллям до суглобової поверхні лопатки [17]. Активна участь Br при створенні двосуглобових ізометричних зусиль, у тому числі зусиль, орієнтованих уздовж осі передпліччя (нульовий момент сили для ліктьового суглоба), може бути результатом мультифункціональності цього м'яза і його участі як у згинанні передпліччя, так і в його пронації та стабілізації кута в ліктьовому суглобі [18, 19]. У наших дослідженнях з'ясувався той факт, що під час створення рукою ізометричного зусилля по колу, під час збігу напрямків рухів у ліктьовому і плечовому суглобах, генерація сили реалізовувалася в основному м'язами-агоністами відносно складних моторних реакцій. Ймовірно, така структура напрямків

створюваних зусиль, що збігаються, найбільш ефективна для реалізації. Більш складний характер демонструє організація моторних команд при протилежній спрямованості можливих рухів у ліктьовому і плечовому суглобах, коли для реалізації двосуглобового зусилля суперпозиція сил, які створюються м'язами-агоністами для певних напрямків руху, потребувала залучення додаткових сил. Можливо, в розвитку таких зусиль брали участь м'язи, ЕМГ-активність яких не реєструвалася під час дослідів. Це відноситься до глибоких м'язів плечового пояса – надостьового (*m. supraspinatus*), підлопаткового (*m. subscapularis*) і великого круглого м'яза (*m. teres major*), які не тільки керують положенням голівки плечової кістки, але також беруть участь у формуванні зусиль, спрямованих на згинання плеча, його відведенні, приведенні та обертанні назовні.

Найважливішою особливістю наших досліджень є відмінність амплітуди ЕМГ при протилежних напрямках обходу цільової траєкторії зусилля. Слід зазначити, що в більшості випадків збільшення амплітуди ЕМГ було характерно для напрямку проти годинникової стрілки. Ймовірно, представлену складність можна пояснити нетиповою послідовністю активації м'язів-антагоністів при виконанні циклічних рухів рукою в режимі ізометричного скорочення. За таких умов здійснення руху по колу швидше за все ускладнюється за рахунок більшої коактивації м'язів-антагоністів, що в свою чергу ускладнює рух по колу. Описаний феномен призводить до більшої активації м'язів-агоністів для збереження стабільності в ліктьовому і плечовому суглобах. Можливо, що такі особливості активації м'язів в умовах ізометричного скорочення потрібні не тільки для генерації заданого зусилля, а й для забезпечення параметрів, необхідних для здійснення деякої силової протидії. Іншими словами, для створення потрібної механічної жорсткості системи тіло – плече – передпліччя. Отримані нами закономір-

ності коактивації м'язів можуть вказувати на комплексний характер ЦМК, що координують складну структуру моторних реакцій. Ті дослідження, які свідчать про синергічність роботи м'язів плеча і плечового пояса однієї функціональної групи за умов створення ізометричних двосуглобових зусиль, підтверджуються більш ранніми дослідженнями на приматах [20, 21]. Автори свідчать, що нейрони, які контролюють довільні скорочення окремих м'язів кінцівки, досить широко розподілені на поверхні моторної кори. Таким чином, один і той самий м'яз може активуватися від різних ділянок неокортекса. Також показано, що терміналі кортико-спінальних аксонів дивергують на багатьох спінальних мотонейронах, які в свою чергу іннервують більше ніж один м'яз. Саме наявність відносно широкого кортикального представництва окремих м'язів та перекриття ділянок кори, які іннервують ці м'язи, може пояснити такі спостережувані моторні ефекти, як ізометричні двосуглобові зусилля циклічно мінливого напрямку, викликані скороченням різних або одних і тих самих м'язів, але з різною інтенсивністю. Така просторова складність структури ЦМК і моторного контролю, ймовірно, може забезпечити функціональну пластичність і високоточну координацію здійснюваних рухових актів.

А. В. Легедза, А. В. Горковенко, И. В. Верещака, М. Дорновский, А. И. Костюков

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ РУКИ ЧЕЛОВЕКА В УСЛОВИЯХ ЦИКЛИЧЕСКИХ ПОВОРОТОВ ВЕКТОРА ИЗОМЕТРИЧЕСКОГО УСИЛИЯ КИСТИ В ПРОТИВОПОЛОЖНЫХ НАПРАВЛЕНИЯХ

Сравнивали особенности формирования целенаправленных тонических изометрических усилий, которые создавались мышцами плечевого пояса и плеча, для двух противоположных изменений направлений вектора произвольного усилия - по часовой и против часовой стрелки. Модуль вектора усилия при этом оставался постоянным. Интенсивность центральных моторных команд оценивали согласно найденной площади

выпрямленных, усредненных и аппроксимированных электромиограмм (ЭМГ), регистрируемых от исследуемых мышц. Развитие усилия заданного направления осуществлялось в операционном пространстве горизонтальной плоскости при углах 75° в плечевом суставе и 90° - локтевом. Обнаружено синергическое взаимодействие отдельных функциональных групп мышц в условиях определенной силовой реакции. В пространственном отношении установлены области подавляющего активности исследуемых мышц в пределах операционного пространства. Показаны различия в уровнях амплитуд ЭМГ при противоположных направлениях обхода вектора усилия и коактивация мышц-сгибателей, в то время как разгибатели проявляли активность только в пределах своих функциональных секторов. Для половины исследуемых мышц характерно статистически значимое увеличение амплитуды ЭМГ при направлении обхода вектора усилия против часовой стрелки по отношению к амплитуде ЭМГ по часовой стрелке. Данный феномен может быть объяснен более сложной организацией паттернов моторных команд, адресованных мышцам плеча и предплечья, вызванной нетипичной последовательностью активации мышц-антагонистов при совершении циклических движений рукой в режиме тонического изометрического сокращения.

Ключевые слова: двухсуставные изометрические усилия; центральные двигательные команды; вектор усилия; электромиограмма;

¹A.V. Lehedza, ¹A.V. Gorkovenko, ¹I.V. Vereshchaka, ²M. Dornowski, ¹A. I. Kostyukov

COMPARATIVE ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAPHIC MUSCLEACTIVITY OF THE HUMAN HAND DURING CYCLIC TURNS OF ISOMETRIC EFFORT VECTOR OF WRIST IN OPPOSITE DIRECTIONS.

The features of the formation of targeted tonic isometric effort created by muscles of the shoulder girdle and shoulder were compared for two opposite changes of the directions of arbitrary force vector - clockwise and counterclockwise. The magnitude of the effort vector remained constant. The intensity of the central motor commands (CMC) was evaluated according to the area of founded rectified, averaged and approximated electromyographic (EMG) recorded from the investigated muscles. The effort development was carried out in determined direction in operation space of the horizontal plane under angles of 75° in the shoulder joint and 90° in the elbow one. The synergic interaction of individual functional groups of muscles under certain reaction force was found. In the case of space, it was determined the main activity areas of the investigated muscles within the operating space. The differences were shown in the levels of EMG amplitude in opposite directions bypass of effort vector. Coactivation of flexor muscles was found, while the extensors showed their activity

only within their functional sectors. Half of the investigated muscles showed an increase of the EMG amplitude for the counter-clockwise direction in relation to EMG amplitude for the clockwise direction. This can be attributed to more complex patterns of motor commands organization which consistently addressed to the muscles of the shoulder and forearm caused by atypical sequence of activation of antagonist muscles under making hand movements in cyclic mode during tonic isometric contraction.

Key words : two-joint isometric effort, central motor commands, force vector; electromyogram.

¹A.A.Bogomoletz Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv;

²Academy of Physical Education and Sports, Gdansk, Poland

REFERENCES

- Bernstein NA. Physiology of movement and activity. 1st ed. Moscow: Nauka; 1990. [Russian].
- Cheung VC, Turolla A, Agostini M, Silvoni S, Bennis C, Kasi P, Paganoni S, Bonato P, Bizzi E. Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. Proc Natl Acad Sci U S A. 2012; 109: 14652:56.
- Culham E, Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. J Orthop Sports Phys Ther. 1993; 18: 342:50.
- Sherrington C. Reflex inhibition as a factor in the coordination of movement and posture. Q J Exp Physiol. 1913; 6: 251:310.
- Terry GC, Chopp TM. Functional anatomy of the shoulder. J Athl Train. 2000; 35: 248:55.
- Sinel'nikov RD. Atlas of Human Anatomy. 2nd ed. Moscow: State Publishing House of the medical literature; 1963.
- Muceli S, Boye AT, d'Avella A, Farina D. Identifying representative synergy matrices for describing muscular activation patterns during multidirectional reaching in the horizontal plane. J Neurophysiol. 2010; 103: 1532:42.
- Roh J, Rymer WZ., Beer RF. Robustness of muscle synergies underlying three-dimensional force generation at the hand in healthy humans. J Neurophysiol. 2012; 107: 2123:42.
- Boland MR, Spigelman T, Uhl TL. The function of brachioradialis. J Hand Surg. 2008; 33: 1853:59.
- Buchanan T.S., Rovai G.P., Rymer W.Z. Strategies for muscle activation during isometric torque generation at the human elbow. J Neurophysiol. 1989; 62: 1201:12.
- Vereshchaka IV, Gorkovenko AV. Central activation of the human hand muscles during creation of isometric efforts: dependence on the position of the point of force application in the working space. Neurophysiology. 2011; 43(2): 281:83.
- Vereshchaka IV, Gorkovenko AV, Khorevin VI. Peculiarities of activation of the shoulder belt and shoulder muscles in generation of different-direction isometric efforts by the forearm. Neurophysiology. 2010; 42 (4): 324:36.
- Gorkovenko AV, Tal'nov AN, Korneev VV, Kostjukov AI. Peculiarities of activation of the shoulder belt and shoulder muscles of human during the execution of

- arbitrary biarticular arm movements. Neurophysiology. 2009; 41(1): 48:56.
14. Vereshchaka IV, Lehedza OV, Dornowski M, Gorkovenko AV, Khoryevin VI. The activity of muscles of the shoulder girdle and shoulder during the constant isometric efforts of the wrist. J Physiol. 2014; 60(3): 89:97.
 15. Debicki DB, Gribble PL. Persistence of inter-joint coupling during single-joint elbow flexions after shoulder fixation. Exp Brain Res. 2005; 163: 252:57.
 16. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. J Neurophysiol. 2003; 89: 2396:05.
 17. Gribble PL, Ostry DJ. Independent coactivation of shoulder and elbow muscles. Exp Brain Res. 1998; 123: 355:60.
 18. Tonkov VN. Normal human anatomy. 6th ed. Leningrad: Medgiz; 1962.
 19. Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. Phys Ther. 1986; 66: 1855:65.
 20. Escamilla RF, Yamashiro K, Paulos L, Andrews JR. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. Sports Med. 2009; 39: 663:85.
 21. d'Avella A, Portone A, Fernandez L, Lacquaniti F. Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. J Neurosci. 2006; 26: 7791:10.

*Матеріал надійшов
до редакції 10.09.2014*