

І.В. Верещака, А.В. Горковенко

Суперпозиція моторних команд у перебігу створення “двосуглобових” статичних зусиль м’язами руки людини

Вивчали особливості суперпозиції центральних моторних команд (ЦМК), які надходять до м’язів руки при створенні передпліччям ізометричних зусиль різного напрямку. Як оцінки інтенсивності ЦМК використовували амплітуди випрямлених електроміограм (ЕМГ), які відводилися від м’язів плечового пояса та плеча. Зусилля розвивались у горизонтальній площині операційного простору в умовах фіксованого положення руки. Порівнювалися два вектори сили рівної амплітуди та близьких напрямків, а також їх геометрична сума. Перевірялася гіпотеза щодо встановлення суперпозиції ЦМК у задачах сумачії вищевказаних векторів сили. Визначено напрямки складових і результативних зусиль, для яких була задовільною суперпозиція ЦМК. Показано відмінності у патернах коактивації екстензорних м’язів плечового пояса та плеча. При розгинальних зусиллях спостерігався досить високий рівень активності флексорів, тоді як екстензори під час згинаючих зусиль здебільшого були розслабленими.

Ключові слова: рука людини, “двосуглобове” ізометричне зусилля, суперпозиція центральних моторних команд, напрямки зусилля, що збігаються і не збігаються.

ВСТУП

М’язи, які забезпечують той або інший рух багатосегментної кінцівки або її фіксацію у певному положенні, як правило, функціонують групами. Взаємодія м’язів відбувається як у межах груп (синергізм), так між групами м’язів, що є згиначами та розгиначами відповідних суглобів (антагонізм). Коли рівноважний стан кінцівки порушується зовнішньою силою, м’язи звичайно генерують відповідні зусилля для відновлення її вихідної позиції [11, 12]. У механіці відомий принцип суперпозиції сил, відповідно до якого сумація двох сил відбувається векторно вгідно з правилом паралелограма. Під час виконання довільних рухів ЦНС вимушена вирішувати проблему надлишку ступенів свободи [1]. Не виключено, що подібна задача може спостерігатись і при формуванні статичних зусиль, які у місці їх прикладення можуть

створюватися завдяки різним комбінаціям силових реакцій більшості м’язів кінцівки.

Базуючись на тому факті, що здійснення просторових рухів потребує координованої зміни суглобових кутів, деякі автори припускають, що напрямок руху кінцівки насамперед визначають моноартикулярні м’язи, тоді як біартикулярні додатково розподіляють моменти сил між суглобами [6, 8]. Дані досліджень щодо підтримання пози тварин, свідчать про те, що головна роль у визначенні напрямку реакції відносно опори належить біартикулярним м’язам [9, 10]. Відомо, що у статичних умовах потрібний постійний контроль загальної механічної жорсткості кінцівки, який залежить від тонічної коактивації м’язів, які обертають той чи інший суглоб [2, 7 13].

Мета нашої роботи – проаналізувати особливості суперпозиції центральних моторних команд (ЦМК), які надходять до м’язів плечового пояса та плеча при гене-

рації передпліччям статичних зусиль у трьох напрямках, один з яких є векторною сумою двох інших.

МЕТОДИКА

Тести були проведені на чотирьох здорових обстежених віком від 21 до 29 років.

Деталі методики були наведені у нашій попередній праці [3]. Під час експерименту обстежуваний кистю правої руки утримував руків'я механічного пристрою, яке давало змогу реєструвати величину та напрямок ізометричного зусилля, що розвивається передпліччям з використанням тензометричних датчиків. Плече та передпліччя тестованого знаходились у горизонтальній площині. Кут у плечовому суглобі становив 30° , а у ліктьовому – 90° ; при цьому зап'ясток було знерухомлено спеціальним механічним бандажем, а плече у дистальній частині підтримувалося на тросовому підвісі. У кожному експерименті було проведено десять серій тестів. Обстежуваний повинен був відтворювати еталонне зусилля, відстежуючи положення маркерів силового та командного сигналу на моніторі комп'ютера. Командний сигнал складався з трьох елементів – вихідного стаціонарного стану, лінійного наростання зусилля та кінцевого цільового стаціонарного рівня зусилля. Аналізували значення показників електроміограми (ЕМГ) тільки останньої стадії. Кожна серія складалася з реалізацій зусиль, орієнтованих у трьох напрямках щодо осі, перпендикулярної передпліччю. Друге з цих зусиль являло собою сумачію першого та третього. Напрямок відповідних зусиль наведено нижче, причому другий (результативний) відмічено жирним шрифтом: 280, 300, 320; 340, 0, 20; 5, 25, 45; 50, 70, 90; 90, 110, 130; 120, 140, 160; 170, 190, 210; 230, 250, 270; 110, 155, 200; 300, 345, 30°. Кути відкладали проти руху годинникової стрілки. ЕМГ-сигнали аналізували в межах інтервалу 3,0–5,0 с від початку досягнення стаціонарного рівня зусилля. Амплі-

туди першого та третього тест-зусилля (складові результативного) становили 30 Н, а друге (результативне) – 42,4 Н (для близько орієнтованих складових зусиль) та 56,4 Н (з ширшим відхилом векторів).

Реєстрація ЕМГ.

ЕМГ-сигнали відводили поверхневими електродами («Віорас System EL 503», США). Реєстрували від восьми м'язів руки: *m. brachioradialis* (Br), *m. biceps brachii*, *caput breve* (BB cb), *m. biceps brachii*, *caput longum* (BB cl), *m. triceps brachii*, *caput laterale* (TB clat), *m. triceps brachii*, *caput longum* (TB cl), *m. pectoralis major* (Pm), *m. deltoideus*, *pars clavicularis* (D pc), *m. deltoideus*, *pars scapularis* (D ps). Використовували підсилювачі зі смугою пропускання 0,1–1000 Гц. Після підсилення сигнали реєстрували з використанням другого комп'ютера та плат вводу/виводу PCI 6071E та 6023E («National Instruments», США). У режимі off-line сигнали ЕМГ піддавали двонапівперіодному випрямленню та низькочастотній фільтрації (цифровий фільтр Баттерворта четвертого порядку з частотою зрізу 15 Гц).

Нормування всіх ЕМГ-сигналів проводили відносно активності відповідних м'язів, яка була зареєстрована під час розвитку максимального ізометричного напруження м'язів (рис. 1).

Амплітуди випрямлених і підданих низькочастотній фільтрації ЕМГ використовували як оцінки моторних команд, що надходять до відповідних м'язів.

Для оцінки адекватності суперпозиції ЦМК аналізували різницю між середніми рівнями ЕМГ при реалізації двох складових і результативного зусиль. Для оцінювання статистичної вірогідності різниці між середніми рівнями ЕМГ використовували непарний критерій *t* Стьюдента; при цьому граничний рівень вірогідності для нульової гіпотези становив 0,05. Зазначимо, що суперпозиція вважалася досить адекватною, коли критерій *t* не давав статистично значимої різниці.

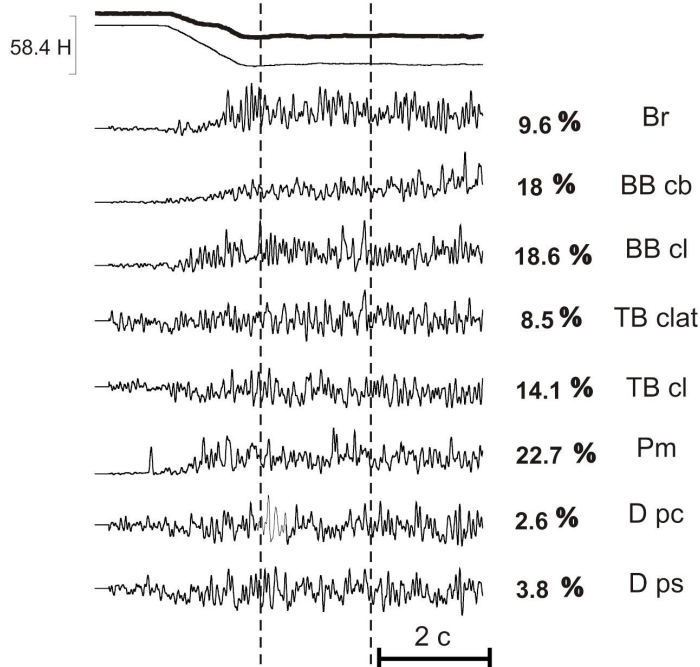


Рис. 1. Електроміографічна (ЕМГ)-активність м'язів плечового пояса та плеча при генерації зусилля внаслідок спроб паралельного згинання плечового та ліктьового суглобів. Наведені записи часового перебігу зусилля при напрямку його вектора 190° та відповідні записи ЕМГ-активності, що відводилася від м'язів: m. brachioradialis (Br), m. biceps brachii, caput breve (BB cb), m. biceps brachii, caput longum (BB cl), m. triceps brachii, caput laterale (TB clat), m. triceps brachii, caput longum (TB cl), m. pectoralis major (Pm), m. deltoideus, pars clavicularis (D pc), m. deltoideus, pars scapularis (D ps). Вертикальними пунктирними лініями позначена ділянка стаціонарної фази розвитку зусилля в межах якої проводилася сумація сигналів ЕМГ. 56,4 Н – стаціонарний цільовий рівень зусилля

РЕЗУЛЬТАТИ

На рис. 2 зіставлені зміни ЕМГ-активності м'язів плечового пояса та плеча в умовах близько розташованих напрямків генерації зусиль у напрямків можливих рухів, які збігалися в обох суглобах (тобто намагання одночасного згинання або розгинання обох суглобів – а, б) та не збігаються (намагання згинання ліктьового та розгинання плечового суглобів – в, розгинання ліктьового та згинання плечового суглобів – г) секторах орієнтації зусилля. Формування згинального зусилля (вектор зусилля – ВЗ $120, 140, 160^\circ$ – а) відбувалося переважно внаслідок істотного збільшення рівня активності односуглобового згинача передпліччя (BB cl), двосуглобового флексора ліктьового та плечового суглобів (BB cb) і згинача плеча (Pm), тоді як активність екстензорних м'язів (TB cl, TB clat, D pc, D ps) була мало

помітною. Для перевірки адекватності суперпозиції ЦМК після сумації відповідних ЕМГ-сигналів проводився статистичний аналіз ЕМГ, отриманих під час реалізації складових і результативних зусиль. Нас цікавили значення ЕМГ-активності, які між собою статистично не відрізнялись. Якщо в таких експериментальних умовах спостерігалися статистично достовірні відмінності між рівнями ЕМГ досліджуваних м'язів ($P < 0,05$) суперпозиція ЦМК вважалася незадовільною. Таким чином, слід відзначити, що у перебігу реалізації зусилля (результативне зусилля, ВЗ 140°) ЕМГ-активність двосуглобового флексора досить добре описувалася сумою відповідної ЕМГ у результаті генерації близько розташованих згинаючих зусиль (складові зусилля, ВЗ 120 та 160°). У вказаній позиції ланки руки сума ЕМГ-сигналів складових зусиль для інших досліджуваних флексорних м'язів

ліктьового (Br, BB cl) і плечового (Pm) суглобів достовірно відрізнялися від активності цих м'язів при генерації результативного зусилля (ВЗ 140 °).

В умовах зміни напрямку реалізації зусилля (рис. 2,б), коли воно почало забезпечуватися спробою розгинання обох суглобів (ВЗ 280, 300, 320 °) суттєво збільшувалась активність екстензорних м'язів (TB clat, TB cl, D ps, D ps). Водночас подібна ситуація супроводжувалася помітною коактивацією деяких флексорів (BB cl, Pm). Такі результати про відмінність коактивації м'язів-антагоністів підтверджують дані, які були отримані нами раніше при дослідженнях формування повільних і

швидких “двосуглобових” ізометричних зусиль [2–4]. Під час проведення статистичної оцінки отриманих даних встановлено, що сумація ЕМГ (ВЗ 280, 320 °) була досить адекватною для двосуглобового екстензора (TB cl) і згиначів плечового суглоба (D ps, D ps), на що вказує відсутність статистично значимих змін їх ЕМГ-активності. Найбільш суттєві (статистично достовірні) відмінності між реальними ЕМГ сумарного ВЗ (300 °) та сумою ЕМГ складових ВЗ (280 та 320 °) спостерігалися для м'язів-антагоністів (Br, BB cb, BB cl, Pm) і згинача ліктьового суглоба (TB clat).

Дещо інакше виглядала картина в умовах орієнтації зусиль, які забезпечу-

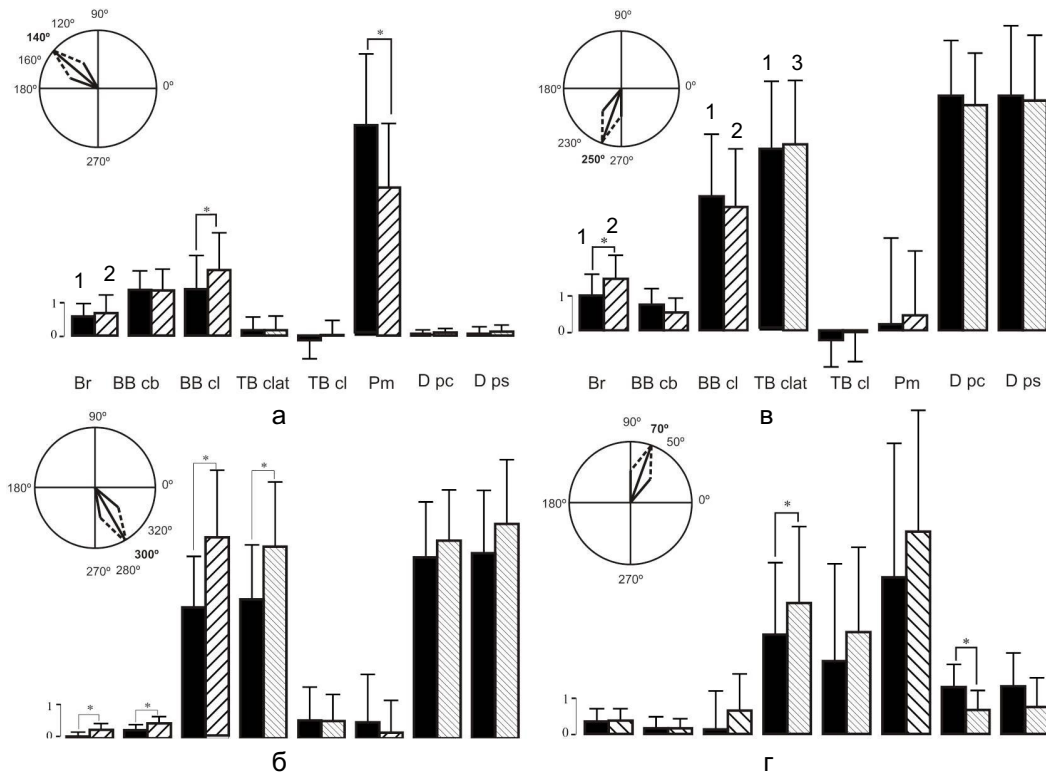


Рис. 2. Зіставлення електроміографічної (ЕМГ)-активності м'язів плечового пояса та плеча при генерації близько розташованих напрямків складових і результативних ізометричних зусиль. Ілюструється порівняння ЕМГ-активності м'язів-згиначів (Br, BB cb, BB cl, Pm – 2), і розгиначів (TB clat, TB cl, D ps, D ps – 3), що відводилися під час реалізації зусилля у напрямку: згинання (а) та розгинання (б) плечового та ліктьового суглобів, згинання ліктьового та розгинання плечового суглоба (в), розгинання ліктьового та згинання плечового суглоба (г), з сумою записів їх ЕМГ-активності (1), які відповідали генерації близько розташованих напрямків зусиль. Рівень ЕМГ-активності наведено у відсотках по відношенню до максимального довільного зусилля. *P < 0,05 між значеннями рівня ЕМГ-активності окремого м'яза та сумою її ЕМГ-сигналів при реалізації близько розташованих орієнтацій зусилля. Зверху зліва напівжирним шрифтом виділені напрямки сумарного вектора зусилля

валися протилежною спрямованістю можливих рухів у суглобах (намагання згинання ліктьового та розгинання плечового суглобів – розгинання ліктьового та згинання плечового суглобів – див. рис. 2, в, г). Записи ЕМГ досліджуваних м'язів при генерації зусилля намаганням згинання ліктьового та розгинання плечового суглобів вказують на високу активність і взаємодію флексорів ліктьового (BB cb, BB cl) та екстензорів плечового (D pc, D ps) суглобів. У цьому секторі спрямованості результативного зусилля сумація ЕМГ-активності також була задовільною. При такій орієнтації зусилля була помітна паралельна коактивація розгинача ліктьового суглоба (TB clat). Статистично достовірні відмінності між ЕМГ-активністю під час створення сумарного та складових ВЗ спостерігалися лише для згинача ліктьового суглоба (Br). Генерація зусилля намаганням розгинання ліктьового та згинання плечового суглобів (г) відповідно забезпечувалася головним чином за рахунок переважної активації м'язів-екстензорів (TB clat, TB cl) і флексорів (Pm) цих суглобів. Оскільки для цих м'язів були відсутні статистично значимі зміни їх сумарної ЕМГ-активності – можна також говорити про наявність суперпозицій ЦМК, що до них надходять. Реалізація цього тест-зусилля супроводжувалася деякою коактивацією екстензорів плечового суглоба (D pc і D ps).

Досить задовільною сумація ЕМГ-активності згиначів та розгиначів (рис. 3, а, б) була, коли відстань між складовими векторами генерованого зусилля збільшувалась. У разі орієнтації ВЗ у напрямку згинання обох суглобів відмічалася переважна активація флексорних м'язів (Br, BB cb, BB cl, Pm) за відсутності такої м'язів-розгиначів. Водночас реалізація передпліччям розгинальних зусиль забезпечувалася за рахунок значної активації екстензорів (TB clat, TB cl, D pc, D ps). Проте у цьому разі на відміну від згинаючих зусиль,

спостерігався також помітний рівень активації м'язів-антагоністів (BB cl, Pm). Таким чином, у результаті розташування складових векторів дії сили м'язів і більших значень кута між ними генерується активність у частині м'язів плечового пояса та плеча.

Кількісні результати, які були отримані під час проведення решти експериментальних серій наведено в табл. 1 і 2. У табл. 1 наведено зіставлення ЕМГ-активності м'язів, які згинають плечовий (Br, BB cb, BB cl) і ліктьовий (Pm) суглоби при генерації основного та складових ВЗ. Статистично значимі зміни цього показника спостерігалися для Br, BB cb та BB cl ($P < 0,05$). Для Br такі відмінності виникали в умовах

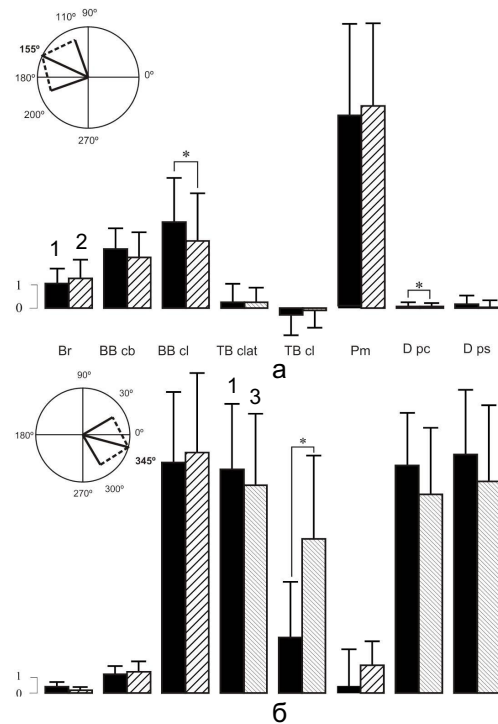


Рис. 3. Зіставлення електроміографічної (ЕМГ)-активності м'язів плечового пояса та плеча при більших значеннях кутів між векторами складових і результативних ізометричних зусиль, генерованих передпліччям. Ілюструється порівняння ЕМГ-активності м'язів-згиначів (Br, BB cb, BB cl, Pm – 2), і розгиначів (TB clat, TB cl, D pc, D ps – 3), що відводилися під час реалізації зусилля у напрямку: згинання (а) та розгинання (б) плечового та ліктьового суглобів з сумою записів їх ЕМГ-активності (1)

Таблиця 1. Зіставлення рівня активності м'язів, які згинають плечовий і ліктьовий суглоби, при генерації складових і результативних напрямків зусилля

М'язи	Вектор зусилля		Сума векторів зусилля		t	P
	Напрямки, °	%	Напрямки, °	%		
Br	0	3,1 ± 0,4	340 і 20	0,3 ± 0,4	-2,743	0,008
	25	0,4 ± 0,3	5 і 45	0,8 ± 0,4	5,243	0,000*
	110	0,2 ± 0,3	90 і 130	0,4 ± 0,4	2,99	0,004*
	190	2,4 ± 1,3	170 і 210	1,9 ± 0,9	1,999	0,052
BB cb	0	2,9 ± 0,5	340 і 20	0,4 ± 0,3	-4,686	0,000*
	25	0,6 ± 0,4	5 і 45	0,7 ± 0,3	-3,257	0,02*
	110	1,1 ± 0,6	90 і 130	0,9 ± 0,6	0,800	0,472
	190	4,4 ± 2,3	170 і 210	2,8 ± 1,2	0,625	0,012*
BB cl	0	16,5 ± 4	340 і 20	4,6 ± 1,9	-8,186	0,000*
	25	5,9 ± 2,9	5 і 45	8,5 ± 2,2	-2,992	0,004*
	110	1 ± 1,1	90 і 130	1 ± 1,4	0,325	0,747
	190	3,5 ± 2,1	170 і 210	4,3 ± 2,4	1,300	1,199
Pm	0	4,6 ± 2	340 і 20	1,3 ± 3	-0,279	0,781
	25	0,4 ± 1,6	5 і 45	-0,5 ± 2,7	1,148	0,256
	110	7,2 ± 3,3	90 і 130	7,2 ± 3,1	1,687	0,098
	190	5,9 ± 2,9	170 і 210	6,5 ± 3,2	1,836	0,072

реалізації розгинальних зусиль, коли значення кута ВЗ становило 25 та 110 ° (результативне зусилля), а складові зусилля створювались у напрямках 5 і 45 та 90 і 130° відповідно. Орієнтація результативного зусилля для BB cb і BB cl становила 0, 25, та 190 °, а його складових – 340 і 20, 5 і 45

та 170 і 210° відповідно. У всіх інших випадках зберігалися особливості суперпозиції ЦМК, які надходять до флексорних м'язів плечового пояса та плеча залежно від напрямку ВЗ.

Активність екстензорних м'язів, здебільшого при створенні результативного

Таблиця 2. Зіставлення рівня активності м'язів, які розгинають плечовий і ліктьовий суглоби, при генерації складових і результативних напрямків зусилля

М'язи	Вектор зусилля		Сума векторів зусилля		t	P
	Напрямки, °	%	Напрямки, °	%		
TB clat	0	14,3 ± 2,8	340 і 20	9,4 ± 2,5	-0,583	0,562
	25	8,2 ± 3,2	5 і 45	9,7 ± 2,2	-2,433	0,018*
	110	-0,03 ± 0,5	90 і 130	0,2 ± 0,6	1,639	0,107
	190	0,5 ± 0,8	170 і 210	0,8 ± 0,9	1,868	0,067
TB cl	0	17,5 ± 5,1	340 і 20	3,3 ± 2,6	-4,896	0,000*
	25	6 ± 4,1	5 і 45	4,6 ± 2,9	-1,748	0,086
	110	-0,1 ± 0,6	90 і 130	0,5 ± 1	3,339	0,002*
	190	-0,4 ± 1	170 і 210	-0,6 ± 1	2,468	-0,006*
D pc	0	9,7 ± 2,3	340 і 20	11,3 ± 2,3	4,921	0,000*
	25	6 ± 1,9	5 і 45	11,3 ± 2,1	0,214	0,831
	110	0,07 ± 0,2	90 і 130	0,2 ± 0,2	0,536	0,594
	190	0,03 ± 0,2	170 і 210	0,1 ± 0,2	1,432	0,158
D ps	0	11 ± 2,9	340 і 20	12 ± 2,9	3,533	0,001*
	25	6,5 ± 2,4	5 і 45	11,5 ± 2,4	-0,642	0,524
	110	0,2 ± 0,4	90 і 130	0,3 ± 0,4	0,885	0,380
	190	0,1 ± 0,4	170 і 210	0,2 ± 0,4	0,198	0,844

зусилля, також досить добре описувалась сумою їх відповідних ЕМГ (див. табл. 2). Виняток становила генерація розгинальних (ВЗ 0 ° для ТВ с1, D рс, D рs) і згинальних (ВЗ 110, 190 ° для ТВ с1) зусиль.

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

Ми досліджували особливості центральної активації м'язів плечового пояса та плеча при створенні передпліччям руки людини "двосуглобових" ізометричних зусиль різного напрямку. Виникає питання, якою мірою механічна сумація векторів зусилля може узгоджуватися з суперпозицією центральних команд, які супроводжують їх генерацію.

Слід відмітити, що центральні програми ізометричних зусиль, які збігаються (спрямованих на одночасне розгинання або згинання обох суглобів) і, які не збігаються (спрямованих на згинання ліктьового та розгинання плечового суглобів, і навпаки) можуть бути описані сумою відповідних ЕМГ досліджуваних м'язів. Якщо розглядати ЕМГ-реакції м'язів, отримані внаслідок розвитку зусилля у одному з заданих напрямків (результативне) та їх сумації (тобто суму ЕМГ-сигналів м'язів під час генерації близько розташованих орієнтацій зусиль), можна говорити про адекватну суперпозицію ЦМК в умовах розвитку передпліччям ізометричних зусиль. Такі особливості формування ЦМК, які керують м'язами-згиначами та розгиначами ліктьового та плечового суглобів, спостерігалися також при виконанні довільних просторових рухів руки [5].

Істотною відмінністю між отриманими патернами активності досліджуваних м'язів був рівень коактивації останніх. У цьому разі під час розвитку зусилля, які були спрямовані до розгинання плечового та ліктьового суглобів, спостерігається значна коактивація м'язів-згиначів ліктьового (Вr, ВВ сb, ВВ с1) та плечового (Рm) суглобів.

Водночас активність екстензорів в умовах згинальних зусиль була незначною або взагалі відсутньою. Виникнення такої коактивації флексорних м'язів під час розгинальних зусиль, імовірно, потрібне для певної компенсації виникаючих обертальних моментів у плечовому та ліктьовому суглобах при підвищеній активності двосуглобового екстензора (ТВ с1). Такі результати узгоджуються з експериментальними даними, отриманими раніше [2–4]. Не виключено, що високий рівень коактивації флексорних м'язів, на відміну від екстензорних, може вказувати на ту обставину, що розгинальні зусилля є більш складними для виконання, ніж згинальні. Така додаткова активація м'язів-згиначів при розгинальних зусиллях сприяє створенню необхідної механічної жорсткості кінцівки як такої та системи тулуб–плече–передпліччя у цілому.

Досить цікавими є патерн центральної координації м'язової активності в умовах здійснення більш складних, ізометричних зусиль, які не збігаються. Програма їх формування потребувала координованої взаємодії м'язів-агоністів та антагоністів. Відмічалася сумація сил, які розвивалися м'язами-агоністами. Така сумація напевно, необхідна для більш ефективної силової дії та створення загальної механічної жорсткості кінцівки.

Отже, отримані результати дають змогу припустити, що для деяких напрямків "двосуглобових" зусиль пряма суперпозиція моторних команд є адекватною. Це, очевидно, полегшує контроль моторних актів, який здійснюється ЦНС. Проте питання наскільки широко подібна проста стратегія може використовуватися ЦНС, потребує подальшого вивчення. Виявлені особливості коактивації м'язів, котрі згинають і розгинають ліктьовий і плечовий суглоби, вказують на складний характер ЦМК, які контролюють довільні ізометричні скорочення м'язів верхньої кінцівки.

И.В. Верещака, А.В. Горковенко

СУПЕРПОЗИЦИЯ МОТОРНЫХ КОМАНД В ТЕЧЕНИЕ СОЗДАНИЯ “ДВУХСУСТАВНЫХ” СТАТИЧЕСКИХ УСИЛИЙ МЫШЦАМИ РУКИ ЧЕЛОВЕКА

Изучали особенности суперпозиции центральных моторных команд (ЦМК), поступающих к мышцам руки при создании предплечьем “двухсуставных” изометрических усилий различного направления. В качестве оценки интенсивности ЦМК использовали амплитуды электромиограм (ЭМГ), которые отводились от мышц плечевого пояса и плеча. Усилие развивалось в горизонтальной плоскости операционного пространства в условиях фиксированного положения руки. Сравнивали два вектора силы одинаковой амплитуды и близких направлений, а также их геометрическую сумму. Проверялась гипотеза относительно суперпозиции ЦМК в задачах суммации вышеуказанных векторов силы. Определены направления составляющих и результирующих усилий, для которых суперпозиция ЦМК была удовлетворительной. Показаны отличия в паттернах коактивации экстензорных и флексорных мышц обоих суставов. При разгибательных усилиях наблюдался достаточно высокий уровень активности флексоров, тогда как экстензоры во время сгибательных усилий, в основном, расслаблялись.

Ключевые слова: рука человека, “двухсуставное” изометрическое усилие, суперпозиция центральных моторных команд, “совпадающие” и “несовпадающие” направления усилия.

I. V. Vereshchaka, A. V. Gorkovenko

SUPERPOSITION OF THE MOTOR COMMANDS DURING CREATION OF STATIC EFFORTS BY HUMAN HAND MUSCLES

The features of superposition of central motor commands (CMCs) have been studied during generation of the “two-joint” isometric efforts by hand. The electromyogram (EMG) amplitudes which were recorded from the humeral belt and shoulder muscles have been used for estimation of the CMCs intensity. The forces were generated in the horizontal plane of the work space; the position of arm was fixed. Two vectors of equal amplitudes and close direction and their geometrical sum were compared. The hypothesis of the CMCs’ superposition in the task of the force vector summation has been examined. The directions of the constituent and resulting forces with satisfactory superposition of the CMCs were defined. Differences in the co-activation patterns for flexor and extensor muscles of both joints were shown. The high level of the flexor muscles activity has been observed during extension efforts, while the flexion directions demonstrated much weaker activation of the extensor muscles.

In-t фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України, Київ

Keywords: human hand, “two-joint” isometric force, superposition of central motor commands, “coincident” and “non-coincident” force direction.

O.O. Bogomoletz Institute of Physiology, National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Бернштейн Н.А. Физиология движений и активность. – М.: Наука, 1990. – С. 193.
2. Верещака И.В., Горковенко А.В. Центральная активация мышц руки человека при создании предплечьем изометрического усилия: зависимость от положения точки приложения силы в операционном пространстве // *Нейрофизиология / Neurophysiology.* – 2011. – **43**, № 3. – С. 197–199.
3. Верещака И.В., Горковенко А.В., Хоревин В.И., Тальнов А.Н., Корнеев В.В., А.И. Костюков. Особенности активации мышц плечевого пояса и плеча при “двухсуставном” создании предплечьем изометрических усилий различного направления // Там же. – 2010. – **42**, № 4. – С. 316–327.
4. Верещака И.В. Активация мышц плечевого пояса и плеча человека при различных скоростях развития предплечьем “двухсуставных” изометрических усилий // Там же. – 2010. – **42**, № 6. – С. 500–509.
5. Горковенко А.В., Тальнов А.Н., Корнеев В.В., Костюков А.И. Особенности активации мышц плеча и плечевого пояса человека при выполнении произвольных двухсуставных движений руки // Там же. – 2009. – **41**, № 1. – С. 48–56.
6. Gribble P.L., Ostry D.J. Compensation for interaction torques during single- and multijoint limb movement // *J. Neurophysiol.* – 1999. – **82**. – P. 2310–2326.
7. Hof A. L. The force resulting from the action of mono- and biarticular muscles in a limb // *J. Biomechan.* – 2001. – **34**. – P. 1085–1089.
8. Karst G.M., Hasan Z. Direction dependent strategy for control of multi-joint arm movements. Multiple muscle system // Springer Verlag. – 1990. – P. 268–281.
9. Macpherson J.M. Strategies that simplify the control of quadrupedal stance. II. Forces at the ground // *J. Neurophysiol.* – 1988 b. – **60**. – P. 218–231.
10. Milner T.E. Contribution of geometry and joint stiffness to mechanical stability of the human arm // *Exp. Brain Res.* – 2002. – **143**. – P. 515–519.
11. Osu R., Gomi H. Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and EMG signals // *J. Neurophysiol.* – 1999. – **81**. – P. 1458–1468.
12. Perreault E.J., Kirsch R.F., Crago P.E. Effects of voluntary force generation on the elastic components of endpoint stiffness // *Exp. Brain Res.* – 2001. – **141**. – P. 312–323.
13. Perreault E.J., Kirsch R.F., Crago P.E. Multijoint dynamics and postural stability of the human arm // *Jbid.* – 2004. – **157** – P. 507–517.

Матеріал надійшов до редакції 12.06.2011