

І. В. Верещака, О. В. Легедза, М. Дорновський, А. В. Горковенко, В.І. Хоревін

Активність м'язів плечового пояса та плеча при створенні кистю руки ізометричного зусилля з циклічною зміною його напрямку

У 11 здорових чоловіків віком від 25 до 40 років проаналізовано електроміограми восьми м'язів руки, які генерувалися при створенні однакових за рівнем амплітуд ізометричних зусиль кистю. Обстежувані повинні були відстежувати маркер-курсор, що рухався по колу на екрані монітора з постійною швидкістю (16 %/с). Таким чином, обстежуваний рівномірно змінював напрямок реалізації зусилля відносно центру кисті, а його амплітуда залишалася постійною. Встановлено, що при формуванні статичного зусилля, однакового в усіх напрямках відносно точки його прикладання, активність розгиначів виникала переважно при розгинанні у плечовому та ліктьовому суглобах, тоді як у згиначах вона спостерігалася в усіх напрямках зусилля, а її максимальна амплітуда була спрямована у бік згинання. Передбачається, що активність м'язів руки при виконанні завдання в умовах відстеження цільового сигналу у вигляді кола організована за принципом синергій, які можуть бути пов'язані з особливостями завдання.

Ключові слова: двосуглобові ізометричні зусилля, центральні моторні команди, вектор зусилля.

ВСТУП

Одним із фундаментальних питань сучасної нейрофізіології є організація моторного контролю [1]. Особливо це важливо відносно нервового забезпечення рухової активності руки людини [2]. Здатність анатомічних особливостей руки людини полягає в тому, що плечовий суглоб найбільш рухливий і забезпечує значний обсяг рухів верхньої кінцівки [3–5] при певних обмеженнях у напрямках руху в ліктьовому суглобі [6]. Нині прийнято, що при виконанні моторних завдань активація м'язів плеча та плечового пояса відбувається у вигляді відносно невеликої кількості моторних модулів або синергій [7, 8]. За Шеррингтоном [4], синергічними м'язами є такі, що діють механічно в тому самому напрямку на той самий суглоб або подібно на два сусідніх суглоба. Більшість виконаних дотепер робіт, спрямовані на дослідження м'язової активності в синергічних м'язах в одно- [9, 10] чи двосуглобових рухах верхньої кінцівки у

людини тільки в певних напрямках [11–16].

Мета нашої роботи – дослідити організацію центральних моторних команд, що надходять до м'язів руки людини при генерації однакової амплітуди статичного зусилля в усіх його напрямках.

МЕТОДИКА

Обстежено 11 здорових чоловіків віком від 20 до 40 років. Всі вони були правшами без яких-небудь порушень опорно-рухового апарату або неврологічних захворювань. Завдання дослідження полягало у з'ясуванні електроміограми (ЕМГ) активності основних м'язів плеча та плечового пояса при створенні однакових за амплітудою цілеспрямованих ізометричних зусиль кистю в горизонтальній площині в умовах відстеження цільового сигналу у вигляді кола.

Під час експерименту обстежуваний кистю правої руки утримував руків'я при-

© І. В. Верещака, О. В. Легедза, М. Дорновський, А. В. Горковенко, В.І. Хоревін

строю, що давало змогу вимірювати зусилля, котре розвивається м'язами плечового пояса та плеча і прикладається у горизонтальній площині до руків'я. Останнє знаходилося на рівні плечового суглоба. Передпліччя обстежуваного утримувалося у горизонтальному положенні за допомогою лямки, підвішеної за трос біля ліктьового суглоба. Це дало можливість нівелювати надлишкове зусилля, що створювалося б вагою руки у розслабленому стані. Вимірювач сили являв собою розташовану вертикально сталеву консоль с круглим перерізом, її нижній кінець кріпився до підставки, вільно з'єднаної з платформою. Вона була виготовлена зі сталевого циліндричного стрижня. Руків'я кріпилося до верхнього кінця консолі. Деформацію останньої, яка пропорційна силі, що прикладається до руків'я (два взаємоперпендикулярних компонента сили), з високою точністю вимірювали за допомогою тензодатчиків, прикріплених

з обох боків консолі. Під час дослідження консоль розташовували таким чином, що вищезазначені площини деформації були перед обстежуваним у парасагітальній і парафронтальній площинах. Положення кінцівки не змінювалося: кут у плечовому суглобі становив 75° (зовнішній кут відносно фронтальної площини), а у ліктьовому – 90° (між осями плеча та передпліччя) (рис. 1, а).

Сигнали датчиків вводили в персональний комп'ютер, який реєстрував рівень зусилля та сигнали ЕМГ досліджуваних м'язів. На моніторі другого комп'ютера візуально відображалися характеристики еталонного зусилля. При цьому обстежуваний повинен був відслідковувати траєкторію тестового сигналу переміщенням маркера, який рівномірно рухався на екрані монітора по колу за стрілкою годинника з кутовою швидкістю $16^\circ/\text{с}$.

Кінцеве положення маркера на лінії траєкторії кола визначалося рівнем реального

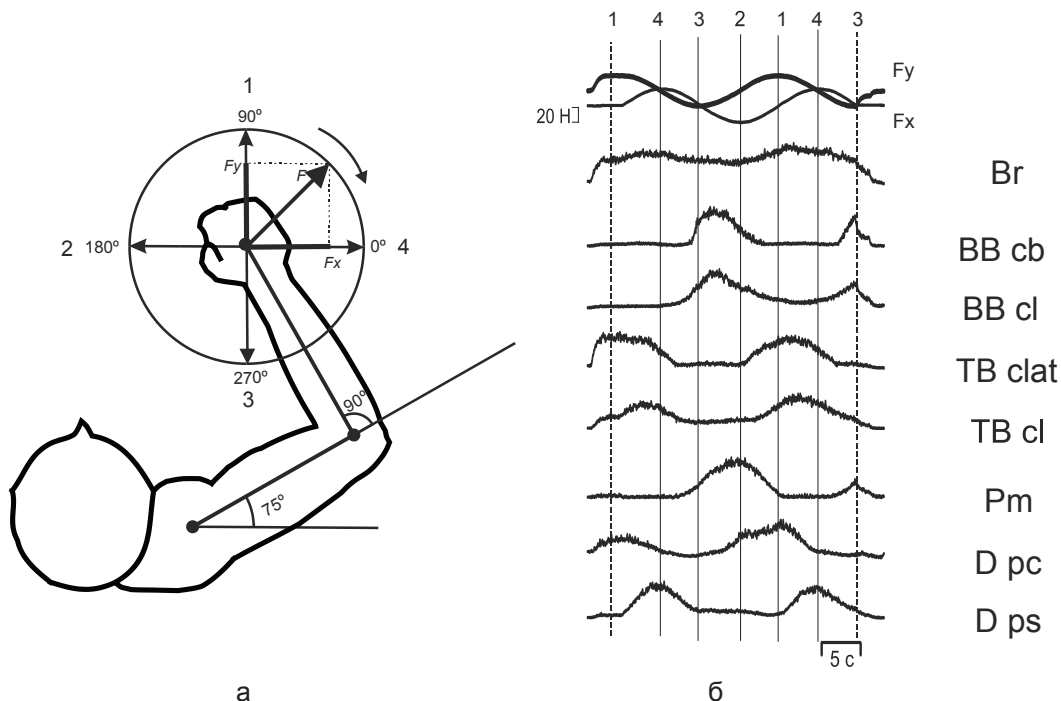


Рис. 1. Схема проведення експерименту: а – положення руки обстежуваного під час експерименту з указаними суглобовими кутами (75° у плечовому та 90° у ліктьовому суглобах) та схематичне зображення цільової траєкторії з вектором зусилля на координатні осі (x, y), б – усереднені записи часового перебігу зусилля та відповідні записи ЕМГ-активності, що відводилася від м'язів: Br, BB cb, BB cl, TB clat, TB cl, Pm, D pc, D ps. Вертикальними пунктирними лініями (1, 2, 3, 4) позначені проекції вектора зусилля при відтворенні цільової траєкторії. 20Н – стаціонарний цільовий рівень зусилля

зусилля (20 Н). Тривалість кожної окремої реалізації була 38 с. На рис. 1, а показано проекцію цільової траєкторії у вигляді кола на точку прикладання зусилля кистю. Коло поділене умовно на 4 сектори, кожному з яких відповідає певна частина усередненого графіка ЕМГ, межі відмічено характеристичними точками 1, 2, 3, 4 (див. рис. 1, б). У верхній частині рисунка показано 2 криві, яким відповідає зусилля, генероване за віссю абсцис (P_x) і ординат (P_y). Результуючим був вектор зусилля P .

За допомогою поверхневих електродів («Віорас System EL 503», США) в умовах проведення всіх експериментальних серій відводили ЕМГ-сигнали від восьми м'язів руки: *m. brachioradialis* (Br, згинач ліктьового суглоба), *m. biceps brachii, caput breve* (BB cb, двосуглобовий згинач), *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, двосуглобовий розгинач), *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). Для реєстрації ЕМГ застосовували підсилювачі з полосою пропускання 0,1–1000 Гц та плати аналогово-цифрового перетворення РСІ 6071Е і 6023Е («National Instruments», США). Частота дискретизації становила $2 \cdot 10^3 \text{ с}^{-1}$. В експериментах використовували пакет програм «LAB VIEW 6» та «7». У режимі off-line сигнали ЕМГ піддавали двонапівперіодному випрямленню та низькочастотній фільтрації (цифровий фільтр Баттерворта четвертого порядку з частотою зрізу 15 Гц). Сигнал зусилля також фільтрували за такими самими показниками, як і сигнал ЕМГ. Після попередньої обробки сигнали усереднювали за десятьма реалізаціями однакових тестів. Амплітуди усереднених ЕМГ розглядали як оцінку поточної інтенсивності центральних моторних команд, які надходили до м'язів плечового пояса та плеча в цьому силовому тесті.

Для кількісних оцінок ЕМГ-сигнал за допомогою процедури нелінійної регресії був апроксимований функцією, що являла собою суму сталої величини та двох косинусів:

$$y = R + A \cos((x - x_0)\pi/180) + B \cos(2(x - x_0)\pi/180),$$

де R – середнє значення ЕМГ у відсотках; x_0 – початковий кут повороту кривої у градусах; A і B – параметри рівняння регресії у відсотках; x – кут розвитку зусилля у градусах; y – апроксимована амплітуда ЕМГ у відсотках.

Косинус вибраний як парна симетрична функція, яка не змінює свій знак залежно від знаку аргументу x заданої функції. Це дало змогу досить точно вирівняти ЕМГ у полярній системі координат, зберігши при цьому всі нюанси акцентованого зміщення ЕМГ-сигналу відносно центра координат в певному секторі кола, якщо таке спостерігалось. На рис. 2. зображені секторні діаграми зміни активності двох м'язів-згиначів (BB cb і Pm) та розгиначів (TB cb і D ps) плечового пояса, а також плеча до та після застосування методу кількісного вирівнювання їх ЕМГ.

ЕМГ нормували відповідно до ЕМГ-сигналів м'язів, які були зареєстровані під час створення обстежуваним максимального добровільного зусилля у відповідному напрямку.

РЕЗУЛЬТАТИ

Виконання тестових завдань призводило до ізометричного скорочення всіх м'язів верхньої кінцівки кожного обстежуваного. При цьому ЕМГ досліджених восьми м'язів відрізнялася, про що свідчить розташування останніх у різних секторах полярних координат. Залежно від переважного розташування апроксимованих ЕМГ в одному із секторів кругової діаграми оцінювали домінування активності м'язів у одному з напрямків (рис. 3, 4). Спрямування секторів функціональної активності для згиначів ліктьового суглоба, біартикулярних м'язів-згиначів і згиначів плеча збігалось з орієнтацією генерованого зусилля у бік згинання перед-

пліччя. 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) за таких умов малопомітна.

Для більш точного визначення ділянки найбільшої активності для кожного м'яза розраховували відношення його загальної ЕМГ-активності до такої у кожній з чотирьох секторів кола як операційного простору (див. рис. 1, а). Встановлено, що активація досліджуваних м'язів у різних обстежуваних у цих експериментальних умовах дещо відмінна, але загалом її патерн був відносно стереотипним. Наприклад, для першого і другого обстежуваних (див. рис. 3, 4) м'язи-згиначі проявляли свою активність переважно у III

секторі операційного простору (напрямок вектора зусилля 180–270°). Виняток становила активність BB cl у другого обстежуваного (див. рис. 4). Суттєвий внесок у генерацію як згинальних, так і розгинальних ізометричних зусиль належить згиначеві ліктьового суглоба Br, на що вказує досить широкий сектор його активності для обох обстежуваних. Таким чином, можна стверджувати, що згаданий м'яз проявляв високий рівень коактивації в умовах створення зусиль у напрямку розгинання ліктьового суглоба.

Дещо складніше здійснювалася реалізація розгинальних зусиль. Слід відмітити, що сектори активності м'язів-розгиначів мали більш вибіркового характеру, ніж такі для м'язів-згиначів (див. рис. 3, 4). У цьому разі зусилля створювалося за рахунок підвищення активності м'язів-розгиначів ліктьового суглоба (TB clat, TB cl) у I четверті (0–90°) та

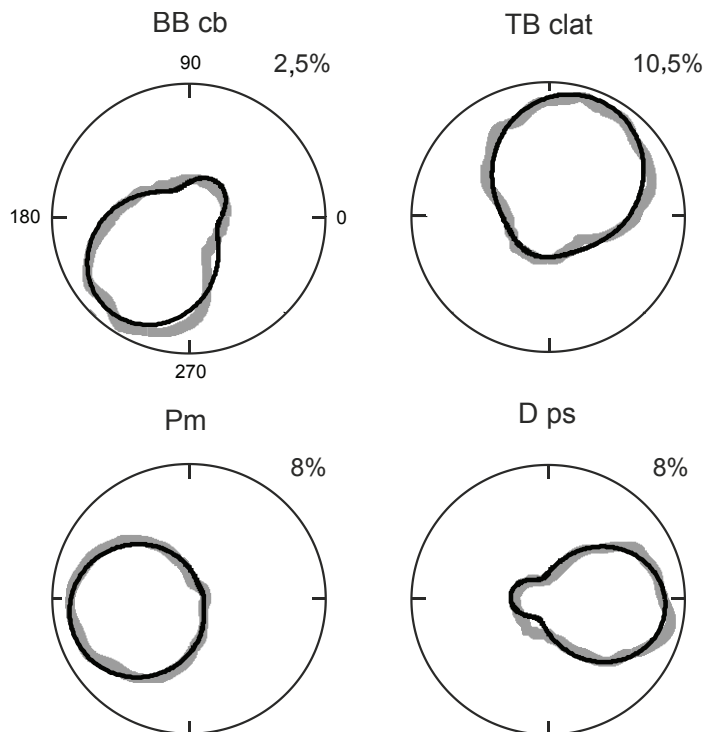


Рис. 2. Кількісна оцінка зміни ЕМГ-активності м'язів. Ілюструються секторні діаграми зміни ЕМГ-активності двосуглобового згинача (BB cb) флексора (Pm) та екстензора (D ps) плечового суглоба і розгинача ліктьового суглоба (TB clat) до застосування методу випрямлення ЕМГ-сигналів (лінія сірого кольору) та після (лінія чорного кольору). Праворуч над діаграмою вказано, яку частину зовнішнього кола займає ЕМГ-активність м'язів порівняно з максимальним зусиллям, що розвиває обстежуваний

плеча (D ps, D ps) – у IV (270–0°). Але така генерація супроводжувалася досить помітною коактивацією м'язів-згиначів (Br, BB cl). Були також наявні індивідуальні відмінності: для першого обстежуваного основна функціональна активність D ps спостерігалась у I секторі, а для другого – у II (90–180°). Також помітною була різниця в активації D ps; якщо для першого обстежуваного максимум її активності приходився на I сектор, то для другого вона збільшувалась у IV.

З використанням методу One-Way ANOVA зіставляли амплітуди ЕМГ-активності м'язів плечового пояса та плеча у різних секторах у всіх обстежуваних (рис. 5). Статистичний аналіз показав наявність достовірної різниці

між амплітудами ЕМГ-активності м'язів-згиначів (BB cb, BB cl, Pm) у II та III секторах. Досягнувши максимуму своєї амплітуди у III секторі ЕМГ-активність цих м'язів суттєво зменшилась у IV секторі. Як відмічалось раніше, досить вираженою була амплітуда згинача ліктьового суглоба Br, на що вказує відсутність достовірних змін у його активності в умовах створення як згинальних, так і розгинальних зусиль ($P > 0,05$). Незначна амплітуда м'язів-згиначів у I та IV секторах (ділянки функціональної активності м'язів-розгиначів) вказує на ознаки коактивації обох груп м'язів.

При створенні розгинальних зусиль м'язи-розгиначі плечового пояса та плеча у

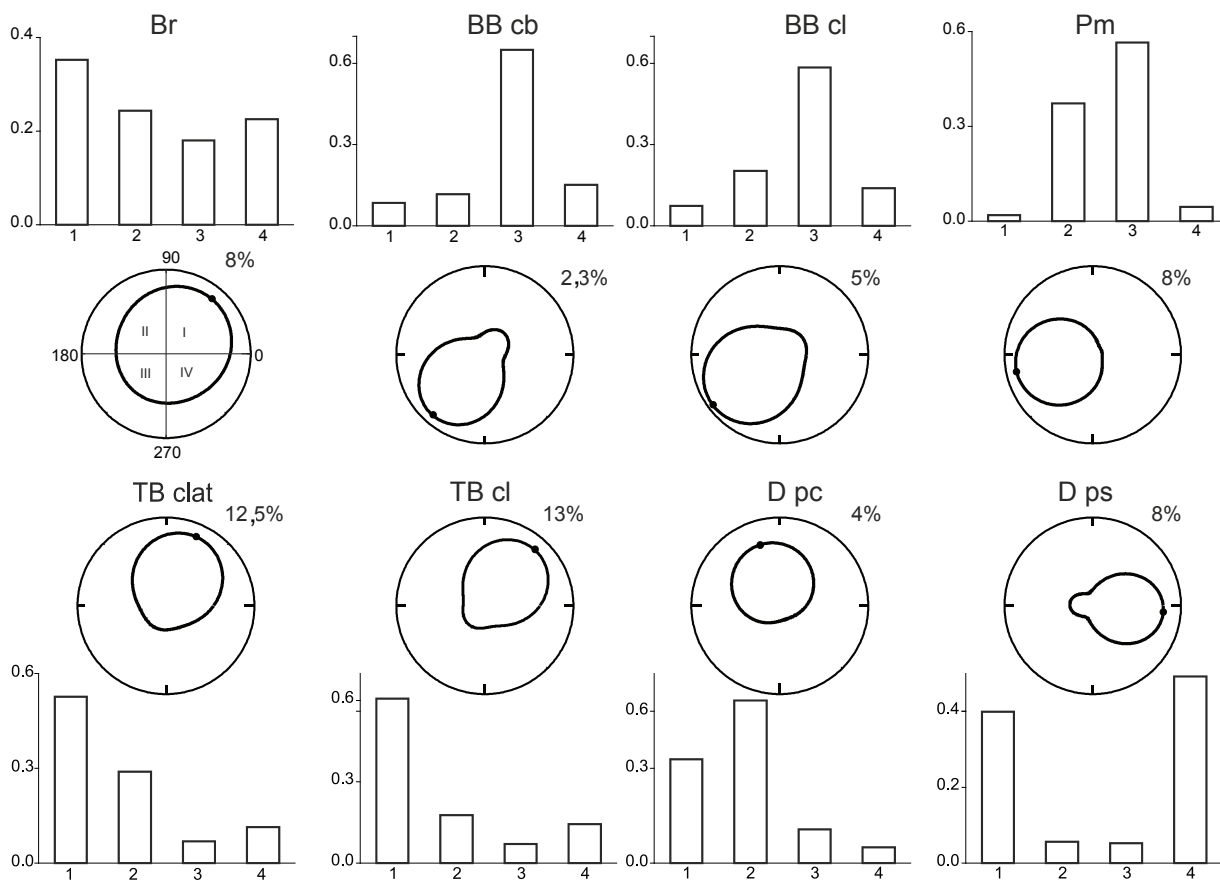


Рис. 3. Секторні діаграми та гістограми зміни ЕМГ-активності м'язів плечового пояса та плеча у першого обстежуваного. На секторних діаграмах зображено зміни активності м'язів в умовах зміни напрямку вектора зусилля. Гістограми ілюструють відношення ЕМГ-активності певного м'яза (вісь абсцис) в одній з чвертей (вісь ординат) до його загальної ЕМГ-активності

всіх обстежуваних проявляли свою ЕМГ-активність переважно у I секторі. Незважаючи на те, що функціональними ділянками м'язів-розгиначів є I та IV сектори, спостерігалася суттєва різниця амплітуди ЕМГ в межах окремих секторів. З переходом у II та III сектори реалізації зусилля амплітуда ЕМГ-сигналів м'язів-розгиначів суттєво зменшувалася, про що свідчить наявність статистично вірогідної різниці при порівнянні ЕМГ останніх в I та IV секторах. Варто зауважити, що при створенні згинальних зусиль рівень коактивації м'язів-розгиначів був значно меншим порівняно зі м'язами-згиначами (див. рис. 3, 4).

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

Нами було застосовано такий експериментальний підхід, який дав змогу дослідити

ЕМГ-активність м'язів плечового пояса та плеча в ізометричному режимі при створенні двосуглобових зусиль у двох взаємно перпендикулярних напрямках горизонтальної площини. Такий підхід суттєво відрізняє це дослідження від проведених нами раніше, а також доповнює та розширює отримані дані щодо організації двосуглобових ізометричних рухів [11–13].

Наведені вище результати свідчать, що при створенні кистю постійних за амплітудою циклічних зусиль у напрямку згинання відбувається значна активація згиначів та значно менше – розгиначів, а при спрямуванні зусилля у бік розгинання домінує активність розгиначів при одночасній відносно невеликій активації згиначів. Це вказує на те, що основні м'язи верхньої кінцівки коактивуються при формуванні в горизонтальній

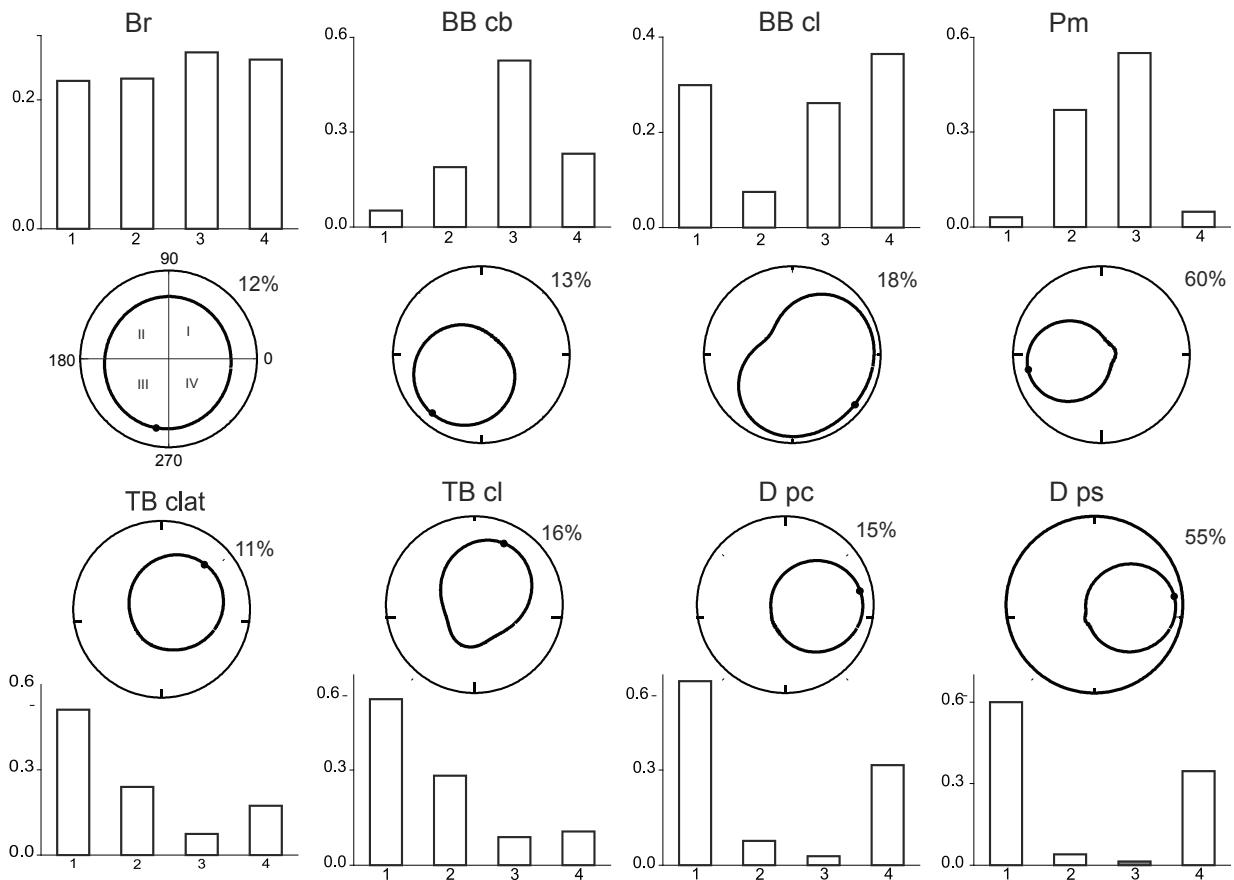


Рис. 4. Секторні діаграми та гістограми зміни ЕМГ-активності м'язів плечового пояса та плеча у другого обстежуваного

площині статичних зусиль, однакових за амплітудою та спрямованих в усіх напрямках операційного простору. Відомо, що обстежувані використовують коактивацію антагоністів для стабілізації суглобів під час зовнішніх навантажень, що забезпечує необхідну жорсткість руки, яка зменшується в умовах повторення рухів, тобто під час навчання [14, 15].

Окремо слід зазначити, що ЕМГ Вг мала стабільну амплітуду в усіх 4 секторах операційного простору відносно ЕМГ інших м'язів, що вказує на приблизно однакову активацію цього м'яза в усіх напрямках реалізації зусилля. Наші результати узгоджуються з літературними даними, що одна з функцій Вг полягає в стабілізації ліктьового суглоба [9]. Фіксація прямого кута між осями плеча та передпліччя (це передбачено протоколом дослідження) потребувала, можливо, постійної ЕМГ-активності Вг, яка була однаковою за амплітудою.

Відомо, що стабільність плечового суглоба в реальних рухах переважно зумовлена

м'язовою активністю [3, 6, 17, 18]. В роботі досліджено три м'язи плечового пояса (Pm, D pc, D ps), які виявляли активність тільки в окремих секторах. Водночас завдяки функціонуванню м'язів так званої обертової манжетки (від англ. rotator cuff) досягається постійна співосність головки плечової кістки та лопатки [3, 18]. Вищезгадані м'язи забезпечують не тільки стабілізацію плечового суглоба, але виявляють значну активність при відведенні плеча [19].

Результати свідчать, що створення дво-суглобових ізометричних зусиль м'язами плечового пояса та плеча були наслідком одночасної активації агоністів та антагоністів. Це призводило до характерних синергічних взаємопов'язаних змін ЕМГ у досліджених м'язах. Так, при спрямуванні зусилля у напрямку згинання плеча і передпліччя (III сектор) значна активність згиначів останнього супроводжувалася в декілька разів меншою активацією розгиначів, а у разі створення розгинальних зусиль подібні синергічні співвідношення, але зворотного

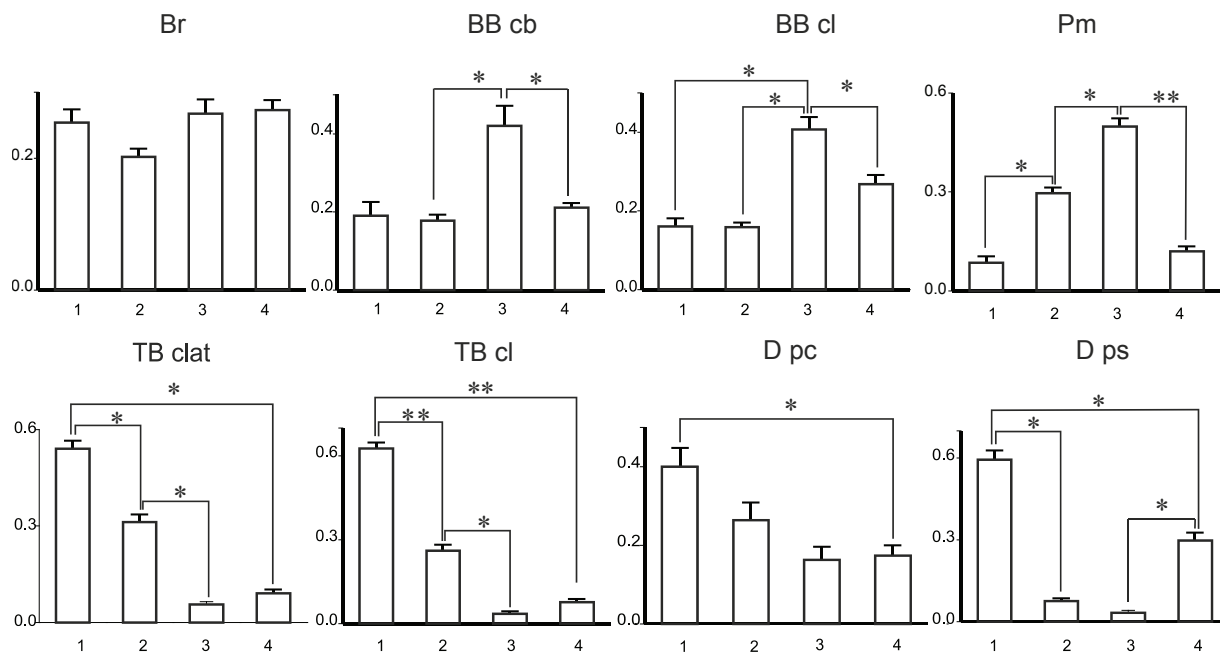


Рис. 5. Зіставлення ЕМГ-активності м'язів плечового пояса та плеча у різних чвертях у всіх обстежуваних. Зірочками вказані випадки статистично достовірної різниці між значеннями рівнів ЕМГ-активності цього м'яза у різних чвертях (* $P < 0,05$; ** $P < 0,01$)

характеру, спостерігали в I секторі. В II та IV секторах, де амплітуди ЕМГ були меншими, ніж їх максимальні амплітуди у відповідних секторах, відносно більшим значенням ЕМГ одних м'язів відповідали менші значення ЕМГ їх антагоністів. У м'язів плечевого пояса синергічні відношення продемонстровані для D_{ps} і D_{ps} . Таким чином, отримані в нашій роботі результати відповідають сучасним уявленням, що ЦНС може генерувати ізометричні зусилля за рахунок невеликої кількості м'язових синергій, відповідно пов'язаних з тестовим завданням [2, 7, 8, 10, 20, 21].

Одна з причин відмінностей в управлінні м'язами-згиначами та розгиначами може бути поєднана зі здійсненням антигравітаційної функції останніми [22]. Ймовірно, вказана функція у м'язах верхньої кінцівки людини у зв'язку з переходом від квадропедальної локомоції до біпедальної частково втрачена, проте цілком можливо, що елементи асиметричного принципу управління антагоністичними групами м'язів верхньої кінцівки (коактивація згиначів у відповідь на тонічну активацію розгиначів) могли зберегтися.

**И.В. Верещака, А.В. Легедза, М. Дорновський,
А.В. Горковенко, В.И. Хоревин**

АКТИВНОСТЬ МЫШЦ ПЛЕЧЕВОГО ПОЯСА И ПЛЕЧА ПРИ СОЗДАНИИ КИСТЬЮ РУКИ ИЗОМЕТРИЧЕСКОГО УСИЛИЯ С ЦИКЛИЧЕСКИМ ИЗМЕНЕНИЯМ ЕГО НАПРАВЛЕНИЯ

В обследовании участвовали 11 здоровых мужчин в возрасте 25–40 лет, у которых проанализированы электромиограммы восьми мышц руки при создании одинаковых по амплитуде изометрических усилий кистью. Обследуемые должны были отслеживать маркер-курсор, который двигался по кругу на экране монитора с постоянной скоростью (16°/с) в горизонтальной плоскости. Таким образом, испытуемый медленно менял направление генерации усилия, тогда как его амплитуда оставалась постоянной. Установлено, что при формировании статического усилия, одинакового во всех направлениях, активность экстензоров была преимущественной в сторону разгибания в плечевом и локтевом суставах, а в сгибателях наблюдали активность по всем направлениям развития усилия с максимумом, в сторону сгибания. Предполагается, что ак-

тивность мышц руки организована по принципу синергий, которые четко связаны с моторным заданием и без него могут не существовать.

Ключевые слова: двухсуставные изометрические усилия, центральные двигательные команды, вектор усилия.

**I.V. Vereshchaka, A.V. Lehedza, M. Dornowski,
A.V. Gorkovenko, V.I. Khoryevin**

THE ACTIVITY OF MUSCLES OF THE SHOULDER GIRDLE AND SHOULDER DURING THE CONSTANT ISOMETRIC EFFORTS OF THE WRIST

Electromyograms (EMG) of eight muscles of the arm were analyzed in 11 healthy men aged 25–40 years during equal magnitude isometric efforts created by wrist. Subjects had to track cursor that moved around on the screen at a constant speed (16°/s) in a horizontal plane. Thus, the subject slowly changed the direction of generation of efforts, while its amplitude remained constant. It was established that during creation of the static efforts equal in all directions, the extensors activity was mainly in the areas of extension of shoulder and elbow joints, whereas the flexor activity was observed in all directions with maximum, which corresponded to the arm bending. It is assumed that muscular activity is organized on the principle of the synergies that are clearly related to the task and beyond it can not exist.

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

*A.A. Bogomoletz Institute of Physiology of National
Academy of Sciences of Ukraine, Kiev;
Academy of Physical Education and Sports, Gdansk, Poland*

REFERENCES

1. Bernstein NA. Physiology of movement and activity. 1st ed. Moscow: Nauka; 1990.
2. Cheung VC, Turolla A, Agostini M, Silvoni S, Bennis C, Kasi P, et al. Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2012;109:14652–14656.
3. Culham E, Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993; 18:342–350.
4. Sherrington C. Reflex inhibition as a factor in the coordination of movement and posture. *Q JExp Physiol*. 1913; 6:251–310.
5. Terry GC, Chopp TM. Functional anatomy of the shoulder. *J Athl Train*. 2000; 35:248–55.
6. Sinel'nikov RD. Atlas of Human Anatomy. 2nd ed. Moscow: State Publishing House of the medical literature; 1963.
7. 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; 103:1532–1542.

8. Roh J, Rymer WZ, Beer RF. Robustness of muscle synergies underlying three-dimensional force generation at the hand in healthy humans. *J Neurophysiol.* 2012; 107:2123–2142.
9. Boland MR, Spigelman T, Uhl TL. The function of brachioradialis. *J Hand Surg.* 2008; 33:1853–1859.
10. Buchanan TS, Rovai GP, Rymer WZ. Strategies for muscle activation during isometric torque generation at the human elbow. *J Neurophysiol.* 1989; 62:1201-1212.
11. 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):281-283.
12. 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): 324–336.
13. 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. Debicki DB, Gribble PL. Persistence of inter-joint coupling during single-joint elbow flexions after shoulder fixation. *Exp Brain Res.* 2005; 163:252–257.
15. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol.* 2003; 89:2396-2405.
16. Gribble PL, Ostry DJ. Independent coactivation of shoulder and elbow muscles. *Exp Brain Res.* 1998; 123:355-360.
17. Tonkov VN. Normal human anatomy. 6th ed. Leningrad: Medgiz; 1962.
18. Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. *Phys Ther* 1986; 66:1855-1865.
19. Escamilla RF, Yamashiro K, Paulos L, Andrews JR. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Med.* 2009; 39:663–685.
20. d'Avella A, Portone A, Fernandez L, Lacquaniti F. Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *J Neurosci.* 2006; 26:7791 –7810.
21. Roh J, Rymer WZ, Perreault EJ, Yoo SB, Beer RF. Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. *Neurophysiol.* 2013; 109:768-781.
22. Kostyukov AI. Dynamic properties of the mammalian motor control system. 1st ed. Kiev: FADA, LTD; 2007.

*Ин-т фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України, Київ;
Академія фіз. виховання і спорту, Польща, Гданськ
E-mail: inna.v@biph.kiev.ua*

*Матеріал надійшов до
редакції 27.11.2013*