

АКТИВАЦИЯ МЫШЦ ПЛЕЧЕВОГО ПОЯСА И ПЛЕЧА ЧЕЛОВЕКА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ СКОРОСТЯХ РАЗВИТИЯ ПРЕДПЛЕЧЬЕМ “ДВУХСУСТАВНЫХ” ИЗОМЕТРИЧЕСКИХ УСИЛИЙ

Поступила 28.09.10

Исследовали координацию центральных моторных команд (ЦМК), поступающих к мышцам, которые сгибают и разгибают плечевой и локтевой суставы во время создания предплечьем произвольных изометрических усилий различного направления. Анализировали зависимость характеристик данных команд от направления усилия и скорости его развития. Как корреляты интенсивности ЦМК рассматривались текущие амплитуды выпрямленных и усредненных ЭМГ, отведенных от ряда мышц плечевого пояса и плеча. Развитие усилия, имеющего заданное направление и скорость нарастания, осуществлялось в операционном пространстве горизонтальной плоскости; положение руки соответствовало углам 30 град в плечевом суставе (внешний угол относительно фронтальной плоскости) и 90 град – в локтевом. Строили секторные диаграммы относительных изменений уровня динамических и стационарных фаз ЭМГ-активности исследуемых мышц для полного набора направлений усилия, генерируемого с различными скоростями нарастания. Во время формирования быстрых “двухсуставных” изометрических усилий реализация “несинергичных” двигательных задач (разгибание одного и сгибание другого сустава, и наоборот) требовала существенной активации мышц разной функциональной направленности для обоих суставов. Организация ЭМГ-активности экстензоров и флексоров плечевого и локтевого суставов во время максимально и относительно быстрого развития усилия (время нарастания 0.12–0.13 и 0.25 с соответственно) была весьма сложной и включала в себя динамическую и стационарную фазы. При данных временных параметрах развития усилий (как сгибательных, так и разгибательных) выход на стационарный уровень 40 Н контролировался на основе координированного взаимодействия динамических фаз активации агонистических и антагонистических мышц. Сделан вывод, что ЦМК, поступающие к экстензорам и флексорам обоих суставов при создании быстрых изометрических усилий, по своим параметрам во многом приближаются к таковым в условиях осуществления движений предплечья в пространстве в режиме изотонии.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: “двухсуставное” изометрическое усилие, мышцы плеча и плечевого пояса, трехзальный паттерн, максимально быстрое изометрическое усилие, логарифмический коэффициент приращения интенсивности ЭМГ, коактивация.

ВВЕДЕНИЕ

Целенаправленное усилие, которое развивается по сигналу мышцами конечности в режиме, близком к изометрии, представляет собой удобный объект для анализа механизмов управления целенаправленными моторными реакциями [1–4]. В ряде работ были продемонстрированы различия паттернов

ЭМГ-активности мышц, наблюдаемых во время реальных движений, а также в их отсутствие, при создании звеном конечности произвольных “односуставных” изометрических усилий [5–7]. Такие ЭМГ-паттерны рассматривались как отражение композиции центральных моторных команд (ЦМК), управляющих упомянутыми моторными феноменами. Результаты таких работ свидетельствовали о том, что формирование медленных изометрических усилий, развиваемых рукой человека, обусловлено преимущественной активацией мышц, являющихся агонистами по отношению к возмож-

¹ Институт физиологии им. А. А. Богомольца НАН Украины, Киев (Украина).

Эл. почта: inna.v@biph.kiev.ua (И. В. Верещака).

ному движению [8–13].

Известно, что перемещение звеньев конечности при осуществлении быстрых (баллистических) движений в основном определяется параметрами динамических фаз активности соответствующих мышц и их координацией. Для движений этого класса характерна определенная временная последовательность изменений ЭМГ-активности мышц – активация агониста, затем антагониста и вновь агониста. Такая последовательность составляет так называемый трехпачечный (вернее, трехзалповый) паттерн ЭМГ-активности. Высказаны ряд предположений о функциональном значении ее отдельных фаз [12–15].

В нашей предыдущей работе были изучены “двухсуставные” изометрические моторные реакции мышц плечевого пояса и плеча во время создания предплечьем медленных изометрических усилий различного направления (в определенном смысле функциональных аналогов соответствующих двухсуставных медленных, небаллистических, движений) [1]. В настоящей работе мы анализировали организацию ЦМК, обеспечивающих реализацию таких изометрических усилий в условиях изменения скорости генерации последних. Исследовалась зависимость характеристик моторных команд от скорости развития усилия и его направления. Тестировались реализации при трех градациях скорости развития стандартных уровней усилия, ориентированных в 20 различных направлениях, которые перекрывают операционное пространство движений верхней конечности в горизонтальной плоскости. Амплитуды регистрируемых ЭМГ, подвергнутых выпрямлению и фильтрации, рассматривались как корреляты интенсивности ЦМК, которые поступают к соответствующим мышцам плечевого пояса и плеча в условиях генерации целенаправленных изометрических усилий, развиваемых предплечьем.

МЕТОДИКА

Исследование было проведено на четырех здоровых испытуемых (возраст от 21 до 29 лет). Все они были правшами и не имели каких-либо нарушений функций опорно-двигательного аппарата и неврологических заболеваний.

Методика сбора данных и их анализа была подробно описана в нашем предыдущем сообщении [1]. Во время эксперимента испытуемый, сидя на стуле с регулируемой высотой сидения, кистью правой руки удерживал рукоять механического устройства, которое позволяло измерять усилие, развиваемое пред-

плечьем и прикладываемое к рукояти в горизонтальной плоскости. Положение руки при этом было неизменным; угол в плечевом суставе (внешний угол относительно фронтальной плоскости) составлял 30°, а угол в локтевом суставе (между осями плеча и предплечья) – 90 град. Каждый эксперимент подразделялся на три блока соответственно разным скоростям развития усилия. В отдельных тестах испытуемый должен был воспроизводить эталонное усилие, характеристики которого представлялись на мониторе компьютера путем перемещения маркера-курсора по одному из лучей монитора [1]. Для генерации тест-усилий, составляющих первый блок, испытуемый после двухсекундного периода покоя должен был обеспечивать максимально быстрое развитие усилия до уровня 40 Н и поддерживать это усилие в течение 8 с. Как показали соответствующие измерения, длительность периода развития такого «максимально быстрого» усилия у всех испытуемых в большинстве случаев составляла 0.12–0.13 с. В двух других экспериментальных блоках испытуемый должен был с максимальной точностью отслеживать движение курсора по силовой траектории. Задаваемая длительность периода развития тест-усилия для второго экспериментального блока составляла 0.25, а для третьего – 0.5 с. Каждый блок включал в себя реализации усилий, ориентированных по 20 различным направлениям (см. ниже). Реализации с различными скоростями развития усилия и различными ориентациями последнего чередовались в случайном порядке.

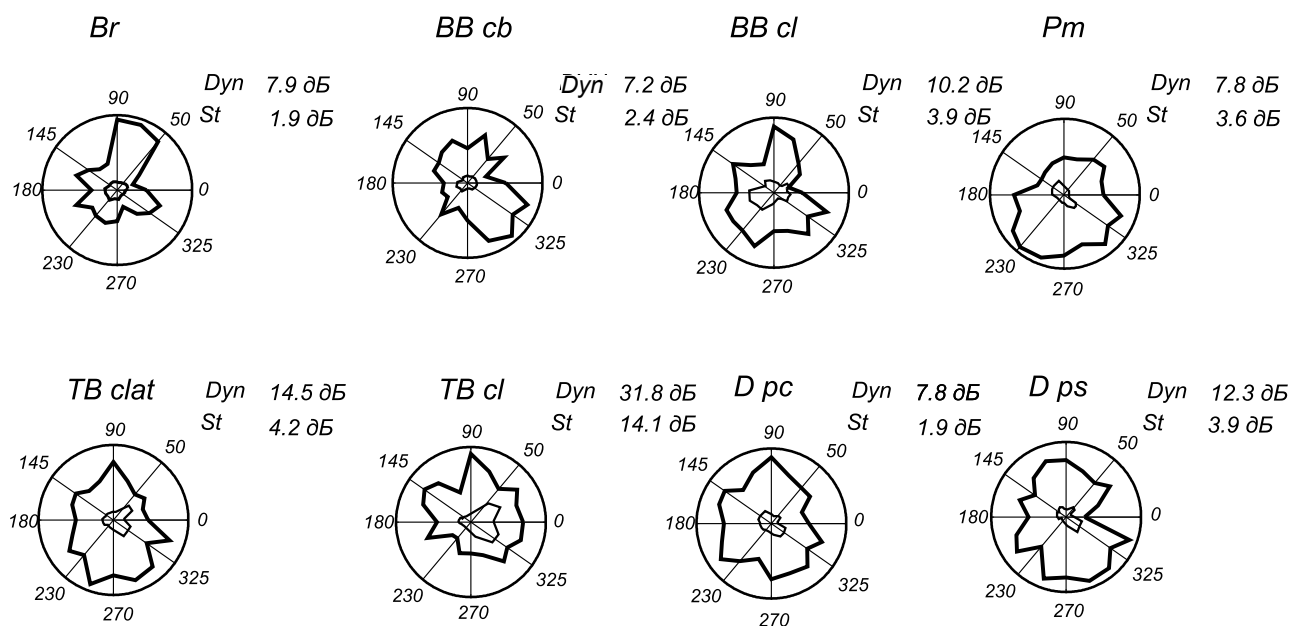
Регистрация ЭМГ. С помощью поверхностных электродов («Biopac System EL 503», США) отводились ЭМГ-сигналы от восьми мышц руки: *m. brachioradialis (Br)*, *m. biceps brachii, caput breve (BB cb)*, *m. biceps brachii, caput longum (BB cl)*, *m. triceps brachii, caput laterale (TB clat)*, *m. triceps brachii, caput longum (TB cl)*, *m. pectoralis major (Pm)*, *m. deltoideus, pars clavicularis (D pc)* и *m. deltoideus, pars scapularis (D ps)*. Применялись усилители с полосой пропускания 0.1–1000 Гц; после усиления сигналы регистрировали с применением второго компьютера и устройств ввода PCI 6071E и 6023E («National Instruments», США). В режиме *off-line* сигналы ЭМГ подвергались двухполупериодному выпрямлению и низкочастотной фильтрации (цифровой фильтр Баттерворта четвертого порядка с частотой среза 15 Гц). Сигнал, соответствующий развиваемому усилию, также подвергался фильтрации с указанными выше параметрами. После такой обработки сигналы усреднялись по десяти реализациям для каждого из направлений усилия.

ЭМГ-активность, отводимая от вышеупомянутых мышц, регистрировалась при 20 направлениях генерации усилия по отношению к оси предплечья (10 пар противоположных направлений, 0 и 180, 20 и 200, 35 и 215, 50 и 230, 70 и 250, 90 и 270, 110 и 290, 130 и 310, 145 и 325 и 160 и 340 град). Каждая серия тестов состояла из десяти реализаций усилий; серии разделялись двухминутными периодами отдыха с полным расслаблением мышц.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Секторные диаграммы на рис. 1 иллюстрируют изменения относительных уровней ЭМГ-активности исследуемых мышц в зависимости от направления вектора развиваемого усилия (ВУ) при максимально быстрой скорости его создания. Для количественной оценки изменений интенсивности активации мышц мы использовали описанный ранее

принцип расчета значений логарифмического коэффициента приращения интенсивности (ЛКПИ) ЭМГ [1]. Значения данного показателя рассчитывали отдельно для динамической и стационарной фаз ЭМГ-активности при всех направлениях ВУ. Были выявлены достаточно значимые различия между уровнями интенсивности активации мышц плечевого пояса и плеча в пределах динамических и стационарных фаз ЭМГ-активности. Создание максимально быстрого усилия, которое обеспечивалось попытками сгибания обоих суставов, и удержание его на стационарном уровне в основном были связаны с хорошо выраженной активацией мышц, сгибающих эти суставы (*Br*, *BB cb*, *BB cl*, *Pm*). Следует отметить, что максимально быстрое развитие усилия сопровождалось значительным тоническим повышением интенсивности ЭМГ-активности всех мышц плечевого пояса и плеча с последующим



Р и с. 1. Секторные диаграммы интенсивностей динамических и стационарных фаз активности мышц плечевого пояса и плеча у одного из испытуемых при различных ориентациях «двухсуставного» усилия, развиваемого предплечьем.

Приведены значения логарифмического коэффициента приращения интенсивности (ЛКПИ [1]) уровня динамических (*Dyn*, толстая линия) и стационарных (*St*, тонкая линия) фаз ЭМГ-активности, отводимой от следующих мышц: *m. brachioradialis* (*Br*), *m. biceps brachii, caput breve* (*BB cb*), *m. biceps brachii, caput longum* (*BB cl*), *m. pectoralis major* (*Pm*), *m. triceps brachii, caput laterale* (*TB clat*), *m. triceps brachii, caput longum* (*TB cl*), *m. deltoideus, pars clavicularis* (*D pc*), *m. deltoideus, pars scapularis* (*D ps*). Калибровка ЛКПИ (дБ) относится к радиусам окружностей на секторных диаграммах отдельно для динамической и стационарной фаз ЭМГ-активности мышц. Указаны следующие направления вектора усилия: ось 50 и 230 град – нулевой момент вращательного усилия для плечевого сустава; 90 и 270 град – нулевой момент вращательного усилия для локтевого сустава; 0 и 180 град – максимальный момент вращательного усилия для локтевого сустава; 145 и 325 – максимальный момент вращательного усилия для плечевого сустава.

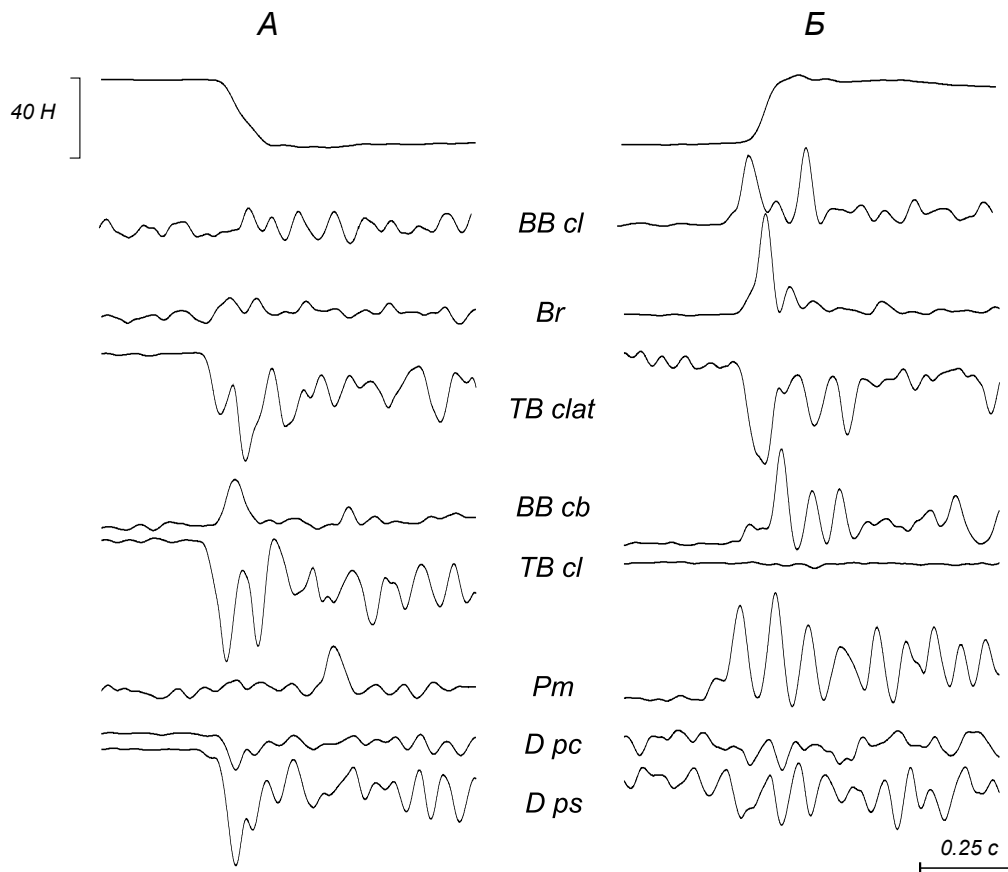
Р и с. 1. Секторні діаграми інтенсивностей динамічних та стаціонарних фаз активності м'язів плечевого поясу та плеча в одного з випробуваних при різних орієнтаціях „двосуглобового” зусилля, що розвивається передпліччям.

спадом ее уровня. Динамические фазы активности мышц-антагонистов, разгибающих плечевой и локтевой суставы (*TB clat*, *TB cl*, *D pc*, *D ps*), были хорошо выражены. Благодаря наличию существенных динамических фаз ЭМГ-активность исследуемых мышц при максимально быстрой генерации изометрического усилия во многом напоминала таковую при реализации баллистических движений в режимах, близких к изотонии.

Несколько сложнее выглядела картина в условиях генерации максимально быстрых изометрических усилий, направленных в сторону разгибания обоих суставов. В данных случаях развитие усилия создавалось за счет преимущественной активации экстен-

зоров локтя – *TB clat* и *TB cl* (трицепс плеча в целом является общим разгибателем плечевого и локтевого суставов [16, 17]), а также разгибателя плечевого сустава *D ps*. Создание разгибательных усилий в отличие от сгибательных сопровождалось более выраженной коактивацией антагонистов (*Br*, *BB cb*, *BB cl*, *Pm*). При этом относительный уровень ЭМГ-активности *Br*, *BB cb* и *Pm* был значительно выше, чем в случае их активации во время реализации максимально быстрых сгибательных усилий. После выхода на стационарный уровень усилия ЭМГ-активность флексорных мышц резко снижалась.

На рис. 2 представлены результаты реализации экспериментальных задач, когда развитие макси-



Р и с. 2. ЭМГ-активность мышц плечевого пояса и плеча при максимально высокой скорости генерации усилия предплечьем за счет попыток одновременного разгибания (А) и сгибания (Б) плечевого и локтевого суставов.

Приведены записи изменения усилия при ориентации его вектора 0 (А) и 180 (Б) град и соответствующие записи ЭМГ-активности, отводимой от сгибателей локтевого сустава (*Br*, *BB cl*), двухсуставного сгибателя (*BB cb*), сгибателя плечевого сустава (*Pm*), разгибателя локтевого сустава (*TB clat*), двухсуставного разгибателя (*TB cl*) и разгибателей плеча (*D pc*, *D ps*). 40 Н – стационарный целевой уровень усилия. Записи ЭМГ-активности экстензоров плечевого и локтевого суставов «развернуты на 180 град» (ординаты направлены вниз) для удобства сопоставления их фаз с соответствующими фазами активности флексоров.

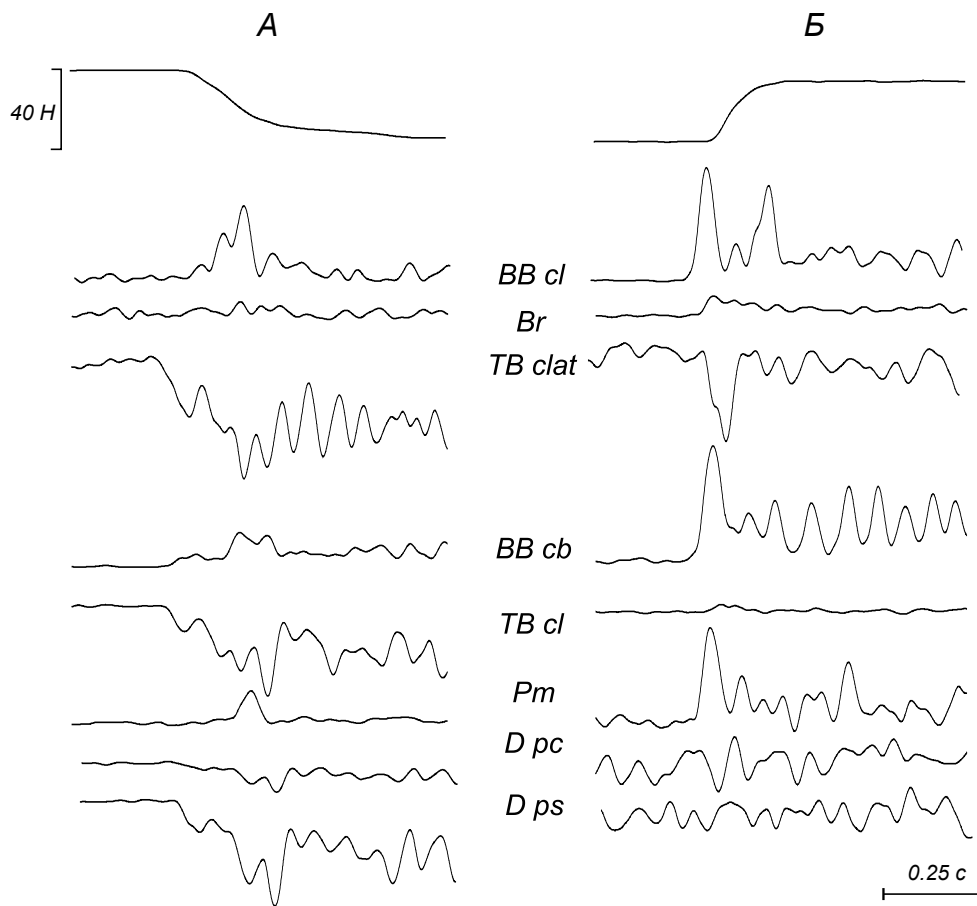
Р и с. 2. ЕМГ-активність м'язів плечевого поясу та плеча при максимально високій швидкості генерації зусилля передпліччям за рахунок спроб одночасного розгинання (А) та згинання (Б) плечевого та ліктьового суглобів.

мально быстрого усилия осуществлялось в сторону разгибания (0 град – *A*) и сгибания (180 град – *B*) плечевого и локтевого суставов (ВУ перпендикулярен оси предплечья). Записи ЭМГ-активности исследуемых мышц подтверждают, что при данных временных параметрах развития разгибательных изометрических усилий в такой активности присутствуют четко выраженные динамические компоненты. Рассмотрение отдельных сегментов графика (*A*) свидетельствует о том, что максимальная амплитуда динамических фаз ЭМГ-активности экстензорных мышц плечевого и локтевого суставов коррелировала со скоростью развития усилия. Вспышки ЭМГ-активности, генерируемой мышцами-агонистами (*TB clat*, *TB cl*, *D ps*), по всей видимости, обеспечивают управление параметрами выхода на стационарный уровень усилия. При этом максимальная амплитуда ЭМГ *TB clat* и *TB cl* достигалась с определенным временным сдвигом по отношению к началу развития данного усилия. Спад активности *TB cl* наблюдался во время повышения активности двухсуставной мышцы-антагониста (*BB cb*) [16], после чего следовало дальнейшее повышение уровня ЭМГ *TB clat*. Взаимодействия «агонист–антагонист» такого типа, очевидно, способствуют более быстрому установлению равновесия на максимуме усилия. Данное сочетание исследуемых ЭМГ-реакций и их отдельных фаз явно напоминало трехзальный паттерн активности, генерируемой мышцами-антагонистами в ходе выполнения быстрых баллистических движений [12, 18]. При указанных временных параметрах генерации сгибательных усилий увеличение ЭМГ-активности как флексорных, так и экстензорных мышц плечевого пояса и плеча отличалось выраженным монотонным характером, что, возможно, связано с необходимостью обеспечения высокой (максимально возможной) скорости развития усилия. После достижения максимума усилия восходящие участки динамических фаз ЭМГ-активности разгибателей локтевого и плечевого суставов (*TB clat*, *TB cl*, *D ps*), а также общего сгибателя этих суставов (*BB cb*) сменялись монотонным снижением уровня их активности и переходом к стационарной фазе такой активности.

Организация ЭМГ-активности флексорных мышц во время максимально быстрой генерации изометрических усилий, направленных в сторону сгибания обоих суставов (рис. 2, *B*), была во многом сходна с рассмотренной выше картиной, наблюдаемой при разгибательных усилиях. Отмечалась

преимущественная активация мышц, сгибающих локтевой сустав (*Br*, *BB cb*, *BB cl*), а также флексора плечевого сустава (*Pm*). В ходе выполнения данной моторной задачи регистрировалось координированное взаимодействие динамических фаз активности флексоров и экстензоров обоих суставов. Начало максимально быстрого развития сгибательного усилия было связано с относительно быстрым повышением уровней ЭМГ-активности *Br* и *Pm*. На этом этапе также наблюдалось взаимное чередование динамических компонентов ЭМГ-активности двух сгибателей *BB cb* и *BB cl* – после повышения уровня ЭМГ *BB cl* отмечался некоторый ее спад, что сопровождалось повышением активности разгибателя локтевого сустава *TB clat* и дальнейшим увеличением активности *BB cb*. Динамическая фаза ЭМГ-активности *BB cl* включала в себя два выраженных компонента. Первый из них выявлялся на начальном этапе развития усилия, а второй – после достижения стационарного уровня. По-видимому, сложная совместная активация флексорных и экстензорных мышц плечевого пояса и плеча при максимально быстрой реализации “двухсуставного” изометрического усилия может быть направлена на обеспечение необходимой механической жесткости суставов в процессе выполнения подобной моторной задачи.

В условиях более низкой скорости генерации изометрического усилия (длительность периода нарастания 0.25 с) и направленности такого усилия в сторону разгибания плечевого и локтевого суставов (рис. 3, *A*) динамическая фаза ЭМГ-активности разгибателей (*TB clat*, *TB cl*, *D ps*) была заметно меньшей. При этом отмечалось относительное изменение уровня активности двух разгибателей (*TB clat* и *TB cl*). Некоторый спад активности *TB clat* сопровождался повышением активации мышцы-антагониста *BB cl*, после чего следовало монотонное нарастание активности *TB cl*. В данном случае достаточно заметной была коактивация двухсуставного сгибателя *BB cb*. Выходу на стационарный уровень разгибательного усилия соответствовало монотонное снижение уровня ЭМГ-активности исследуемых мышц. Несколько иначе выглядела активность мышц во время развития изометрических усилий, которые обеспечивались попыткой сгибания обоих суставов (*B*). При данной ориентации усилия его генерация сопровождалась хорошо выраженной активацией мышц, сгибающих локтевой (*Br*, *BB cb*) и плечевой (*Pm*) суставы. В данном случае, как и в ходе осуществления максимально бы-



Р и с. 3. ЭМГ-активность мышц плечевого пояса и плеча при относительно высокой скорости генерации усилия предплечьем (время развития 0.25 с); усилия создавались за счет попыток одновременного разгибания (А) и сгибания (Б) плечевого и локтевого суставов.

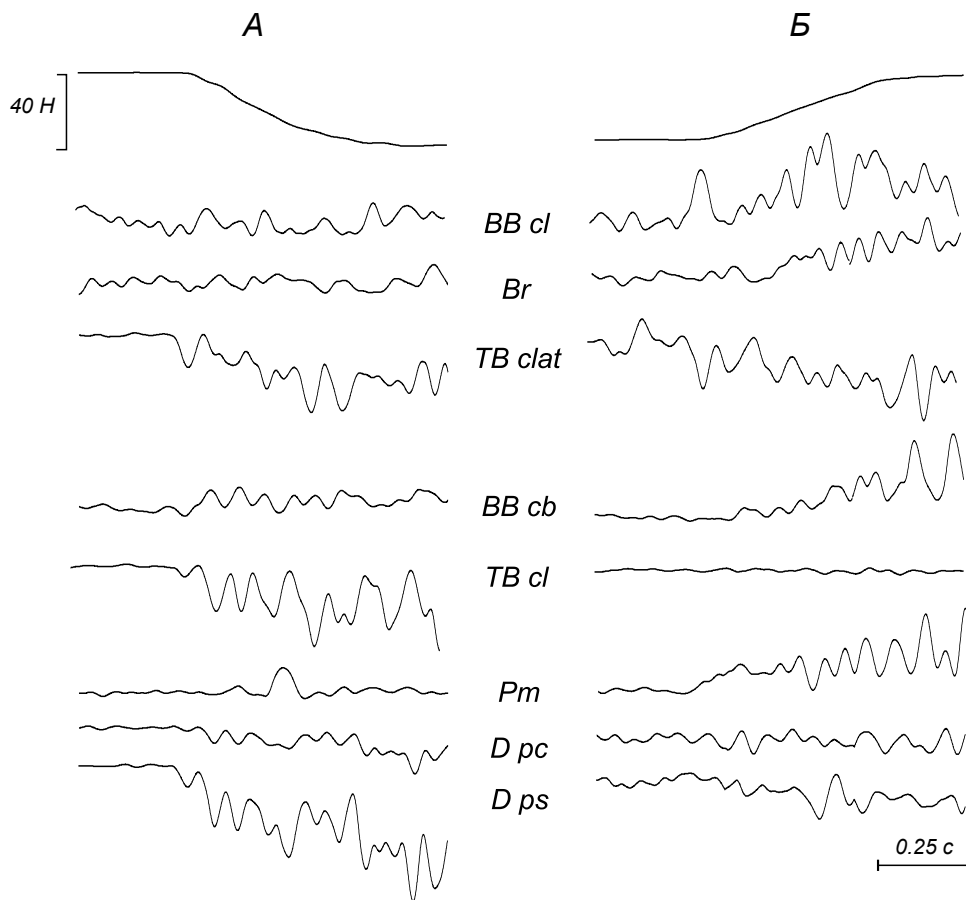
Приведены записи временного течения усилия при ориентации его вектора 0 (А) и 180 (Б) град и соответствующие записи ЭМГ-активности, отводимой от сгибателей локтевого сустава (*Br*, *BB cl*), двухсуставного сгибателя (*BB cb*), сгибателя плечевого сустава (*Pm*), разгибателя локтевого сустава (*TB clat*), двухсуставного разгибателя (*TB cl*) и разгибателей плеча (*D pc*, *D ps*). Оси ординат ЭМГ-активности экстензоров плечевого и локтевого суставов направлены вниз. 40 Н – стационарный целевой уровень усилия.

Р и с. 3. ЭМГ-активність м'язів плечевого поясу та плеча при відносно високій швидкості генерації зусилля передпліччям (час розвитку 0.25 с); зусилля створювалося за рахунок спроб одночасного розгинання (А) та згинання (Б) плечевого та ліктювого суглобів.

стрых усилий, двухкомпонентный характер динамической фазы активности *BB cl* в значительной степени сохранялся. Участки нарастания динамических фаз ЭМГ-активности флексоров локтевого и плечевого суставов также имели ярко выраженный немонотонный характер; эти участки приобретали вид отдельных пиков. На фоне повышения активности сгибателей была заметна сопутствующая коактивация экстензора локтевого сустава (*TB clat*).

В условиях, когда скорость развития усилия в условиях настоящих тестов была минимальной (период его нарастания составлял 0.5 с), динамиче-

ские компоненты в составе регистрируемых ЭМГ фактически исчезали (рис. 4, А, Б). В случае реализации моторных задач с направленностью усилия в сторону разгибания плечевого и локтевого суставов (А) генерация такого изометрического усилия осуществлялась за счет преимущественной активации разгибателя локтя (*TB clat*), двухсуставного разгибателя (*TB cl*) и разгибателей плечевого сустава (*D pc*, *D ps*). Подобная организация ЦМК во многом приближалась к таковой в условиях осуществления еще более медленных изометрических усилий. В данном случае практически не наблюдалось отмеченного ранее чередования компонен-



Р и с. 4. ЭМГ-активность мышц плечевого пояса и плеча при относительно низкой скорости генерации усилия предплечьем (время развития 0.5 с); усилия создавались за счет попыток одновременного разгибания (А) и сгибания (Б) плечевого и локтевого суставов.

Приведены записи временного течения усилия при ориентации его вектора 0 (А) и 180 (Б) град и соответствующие записи ЭМГ-активности, отводимой от сгибателей локтевого сустава (*Br*, *BB cl*), двухсуставного сгибателя (*BB cb*), сгибателя плечевого сустава (*Pm*), разгибателя локтевого сустава (*TB clat*), двухсуставного разгибателя (*TB cl*) и разгибателей плеча (*D pc*, *D ps*). Оси ординат ЭМГ-активности экстензоров плечевого и локтевого суставов направлены вниз. 40 Н – стационарный целевой уровень усилия.

Р и с. 4. ЕМГ-активність м'язів плечевого поясу та плеча при відносно низькій швидкості генерації зусилля передпліччям (час розвитку 0.5 с); зусилля створювалося за рахунок спроб одночасного розгинання (А) та згинання (Б) плечевого та ліктьового суглобів.

тов динамических фаз ЭМГ мышц плечевого пояса и плеча. Превалирующая активация экстензорных мышц сопровождалась небольшой параллельной активацией антагонистических флексорных мышц (*Br*, *BB cb*, *BB cl*). После выхода усилия на стационарный уровень уровень ЭМГ-активности исследуемых мышц оставался практически неизменным. Сходная с описанной выше координация активности мышц плечевого пояса и плеча отмечалась и во время реализации сгибательных усилий, развиваемых предплечьем. Генерация таких усилий обеспечивалась преимущественно за счет активации мышц-сгибателей (*Br*, *BB cl*, *Pm*), но в данном слу-

чае заметной была и коактивация некоторых экстензорных мышц (*TB clat*, *D ps*).

Таким образом, можно заключить, что при максимально высокой и промежуточной скоростях развития предплечьем изометрического усилия в составе ЭМГ мышц плечевого пояса и плеча наблюдались хорошо выраженные динамические компоненты. Выполнение подобных моторных задач осуществлялось благодаря координированному взаимодействию динамических фаз активности агонистических и антагонистических мышц, что, видимо, позволяло стабилизировать позиции локтевого и плечевого суставов в ходе генерации данных усилий.

ОБСУЖДЕНИЕ

Мы изучали особенности центральной координации мышечной активности при развитии “двухсуставных” изометрических усилий, которые можно было в определенной степени рассматривать как аналоги соответствующих двухсуставных произвольных движений. В рамках данной экспериментальной парадигмы анализировали связь скорости развития данных усилий и особенностей ЭМГ-активности мышц, которые обеспечивают соответствующую силовую реакцию. Такой подход позволяет исследовать организацию ЦМК, адресованных мышцам, которые принимают участие в сгибании и разгибании плечевого и локтевого суставов. Амплитуда ЭМГ, подвергнутых выпрямлению и фильтрации, может достаточно обоснованно интерпретироваться как коррелят интенсивности этих двигательных команд [1, 12]. Результаты настоящей работы свидетельствуют о том, что организация ЦМК при максимально быстрой генерации изометрических целенаправленных усилий (т. е. в отсутствие изменений положения звеньев конечности) во многом приближается к координации мышечной активности в условиях реализации баллистических «изотонических» движений в пространстве [12, 18]. Общей особенностью активности флексоров и экстензоров плечевого пояса и плеча в условиях максимально быстрой генерации предплечьем «двухсуставных» усилий было наличие выраженных динамических фаз ЭМГ. В случаях осуществления как сгибательных, так и разгибательных усилий наблюдалось взаимное чередование отдельных компонентов динамических фаз ЭМГ исследуемых мышц. Такая ситуация, по-видимому, была связана с тем, что максимально и относительно быстрая генерация изометрических усилий требовала перераспределения активности между мышцами-агонистами и подключения антагонистов к реализации моторной задачи. Одним из существенных отличий ЭМГ-активности разгибателей локтевого и плечевого суставов является более простая, чем у сгибателей, форма динамического компонента этой активности. Достаточно заметным был двухфазный характер ЭМГ у *BB cl*. Очевидно, первый пик такой активности был связан с инициацией усилия, а появление второго пика способствовало стабилизации положения головки плечевой кости (соответственно анатомическим особенностям данной мышцы) при удерживании стационарного уровня усилия [19]. Такая же тен-

денция организации моторных команд сохранялась и в условиях относительно быстрой реализации сгибательных изометрических усилий. Координация же мышечной активности при осуществлении сравнительно быстрых разгибательных усилий несколько отличалась от описанной выше. Снижению скорости генерации усилия (переходу к длительности его развития 0.25 с) соответствовало более монотонное снижение амплитуды динамической фазы ЭМГ-активности экстензорных мышц. Рассмотренное выше координированное взаимодействие «агонист–антагонист» в условиях реализации быстрых изометрических усилий, вероятно, необходимо в связи с тем, что определенное силовое воздействие не может реализоваться без создания достаточной механической жесткости сочлененных звеньев конечности [20].

Характер изменений ЭМГ-активности исследуемых мышц в условиях задания относительно низкой скорости развития двухсуставных изометрических усилий (период нарастания усилия 0.5 с) был в общих чертах сходным с тем, который мы наблюдали ранее в ходе анализа еще более медленных изометрических усилий [1]. При данных временных параметрах динамический компонент ЭМГ почти исчезал, в то время как в режиме изотонии он сохраняется независимо от скорости движения [18]. В условиях же формирования усилия, направленного в сторону сгибания обоих суставов, происходила преимущественная активация мышц-сгибателей локтя и плеча на фоне некоторой активации разгибателей. При создании усилия противоположного направления (попытка разгибания обоих суставов) наблюдалась выраженная активация экстензоров локтевого и плечевого суставов. В данном случае можно говорить о синергичных взаимоотношениях мышц плечевого пояса и плеча в процессе генерации предплечьем подобных изометрических целенаправленных усилий. Соотношение уровней ЭМГ-активности исследуемых флексорных и экстензорных мышц руки могло в некоторой степени варьировать [1, 21].

Таким образом, можно предположить, что более низкий уровень ЦМК, адресуемой одной из мышц-агонистов, компенсируется более сильной активацией синергиста. Такая ситуация, очевидно, возможна благодаря наличию широкого представительства отдельных мышц в коре и перекрытия участков коры, иннервирующих эти мышцы. Организация “несинергичных” сокращений мышц, т. е. попытки сгибания одного и разгибания другого су-

става, и наоборот, демонстрирует более сложный характер. Приведенные данные находятся в соответствии с результатами нашей предыдущей работы [1]; в ней было отмечено, что генерация таких “несинергичных” усилий требует дополнительного суммирования сил, развиваемых различными мышцами. При этом в условиях генерации быстрых “несинергичных” усилий, в отличие от медленных, сокращение мышц-агонистов для одного сустава сопровождалось существенной коактивацией мышц, обеспечивающих движения другого звена конечности.

Все восемь мышц, изученных в рамках данного экспериментального подхода, обнаруживали определенные различия степени активации в зависимости от угла ориентации ВУ, который в условиях наших тестов имел 20 направлений. Особенно отчетливо проявлялись различия коактивационных паттернов исследуемых мышц в условиях максимально быстрой реализации изометрических усилий. Основной вклад в создание усилий, которые обеспечивались попытками сгибания обоих суставов, вносили сгибатели локтевого и плечевого суставов. При этом отмечаемая активация флексоров сопровождалась одновременной и достаточно значительной коактивацией экстензоров. И наоборот, при генерации усилия, ориентированного в сторону разгибания суставов, существенный вклад в развитие усилия вносили мышцы-экстензоры обоих суставов. В данном случае, однако, наблюдалось значительное повышение интенсивности динамической фазы ЭМГ-активности сгибателя локтевого сустава (*Br*) и двухсуставного флексора (*BB cb*). Активное участие *Br* в генерации изометрических усилий (в том числе и усилий, направленных вдоль оси предплечья) может быть результатом участия этой мышцы в стабилизации угла локтевого сустава [1, 22]. Высокий уровень ЭМГ-активности *BB cb* в условиях реализации разгибательных усилий, вероятно, обусловлен тем обстоятельством, что данная мышца противодействует силе, создаваемой изометрическим сокращением экстензорных мышц.

Таким образом, обнаруженные в работе закономерности коактивации мышц плечевого пояса и плеча подтверждают сложный, комплексный, характер ЦМК, обеспечивающих контроль тестируемых моторных феноменов. Возрастание уровней ЭМГ, отражающих интенсивность этих команд, четко коррелировало со скоростью развития усилия. В ходе реализации максимально и относительно бы-

стрых изометрических усилий выход на стационарный уровень такого усилия контролировался координированным взаимодействием динамических фаз ЭМГ-активности всех исследуемых мышц, что, очевидно, позволяло в данных условиях стабилизировать углы плечевого и локтевого суставов. Полученные результаты позволяют полагать, что организация ЦМК, посылаемых к мышцам плечевого пояса и плеча при относительно быстрой реализации целенаправленных изометрических усилий, обнаруживает заметное сходство со схемой, которая используется в контроле медленных точностных движений в режиме изотонии.

*И. В. Верещака*¹

АКТИВАЦІЯ М'ЯЗІВ ПЛЕЧОВОГО ПОЯСУ ТА ПЛЕЧА ЛЮДИНИ ПРИ РІЗНИХ ШВИДКОСТЯХ РОЗВИТКУ ПЕРЕДПЛІЧЧЯМ “ДВОСУГЛОБОВИХ” ІЗОМЕТРИЧНИХ ЗУСИЛЬ

¹Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України, Київ (Україна).

Резюме

Досліджували координацію центральних моторних команд (ЦМК), які надходять до м'язів, згинаючих та розгинаючих плечовий та ліктьовий суглоби під час створення передпліччям довільних ізометричних зусиль різного напрямку. Аналізували залежність характеристик даних команд від напрямку зусилля та швидкості його розвитку. Як кореляти інтенсивності ЦМК розглядали поточні амплітуди випрямлення та усереднених ЕМГ, відведених від низки м'язів плечевого поясу та плеча. Розвиток зусилля, що має задані напрямки та швидкість наростання, здійснювався в операційному просторі горизонтальної площини. Положення руки відповідало кутам 30 град у плечовому суглобі (зовнішній кут відносно фронтальної площини) та 90 град – у ліктьовому. Будували секторні діаграми відносних змін рівня динамічних та стаціонарних фаз ЕМГ-активності досліджуваних м'язів для повного набору напрямків зусилля, що генерувалося з різними швидкостями наростання. Під час формування швидких “двосуглобових” ізометричних зусиль реалізація “несинергічних” моторних завдань (розгинання одного та згинання іншого суглоба, та навпаки) вимагала істотної активації м'язів різної функціональної спрямованості для обох суглобів. Організація ЕМГ-активності екстензорів та флексорів плечевого та ліктьового суглобів під час максимально та відносно швидкого розвитку зусилля (час наростання 0.12–0.13 та 0.25 с відповідно) була досить складною та включала в себе динамічну та стаціонарну фази. При даних часових параметрах розвитку зусиль (як згинаючих, так і розгинаючих) вихід на стаціонарний рівень 40 Н контролювався на базі координованої взаємодії динамічних фаз

активації агоністичних та антагоністичних м'язів. Згідно зі зробленим висновком, ЦМК, які надходять до екстензорів та флексорів обох суглобів, за своїми параметрами багато в чому наближаються до таких в умовах здійснення рухів передпліччям у просторі в режимі ізотонії.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. И. В. Верещака, А. В. Горковенко, В. И. Хоревин и др., “Особенности активации мышц плечевого пояса и плеча при “двухсуставном” создании предплечьем изометрических усилий различного направления”, *Нейрофизиология / Neurophysiology*, **42**, № 4, 324-336 (2010).
2. Д. А. Василенко, Б. Я. Пятигорский, А. Э. Иванов, “Целе-направленные усилия, развиваемые запястьем человека: силовые траектории в условиях повторения и случайного чередования различных уровней цели”, *Нейрофизиология/ Neurophysiology*, **1**, № 5, 389-399 (1993).
3. С. Chez and J. Gordon, “Trajectory control in targeted force impulses. I. Role of opposing muscles,” *Exp. Brain Res.*, **67**, No. 2, 225-240 (1987).
4. F. A. Mussa-Ivaldi, N. Hogan, and E. Bizzi, “Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans,” *J. Neurosci.*, **5**, 2732-2743 (1985).
5. M. Cutsem and J. Duchateau, “Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contraction in humans,” *J. Physiol.*, **256**, No. 2, 635-644 (2005).
6. K. Salonikidis, I. G. Armiridis, N. Oxyzoglou, et al., “Force variability during isometric wrist flexion in highly skilled and sedentary individuals,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, **107**, 715-722 (2009).
7. J. Gordon and C. Ghez, “Trajectory control in targeted force impulses. II. Pulse height control,” *Exp. Brain Res.*, **67**, No. 2, 241-252 (1987).
8. E. J. Nijhofa and D. A. Gabriel, “Maximum isometric arm forces in the horizontal plane,” *J. Biomechan.*, **39**, 708-716 (2006).
9. N. Wrbaskic and J. Dowling, “The relationship between strength, power and ballistic performance,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **92**, 12-22 (2009).
10. P. Pan, A. Michael, J. Peshkin, et al., “Static single-arm force generation with kinematic constraints,” *J. Neurophysiol.*, **93**, 2752-2765 (2005).
11. R. Osu and H. Gomi, “Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and EMG signals,” *J. Neurophysiol.*, **81**, 1458-1468 (1999).
12. А. Н. Тальнов, С. Г. Серенко, В. Л. Черкасский, “Координация динамических фаз ЭМГ-активности сгибателей локтевого сустава человека при осуществлении точностных следящих движений”, *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **30**, № 3, 212-225 (1998).
13. G. L. Gottlibe, D. M. Corcos, G. C. Agarwal, and M. L. Latash, “Organizing principles for single-joint movements. 3. Speed-insensitive strategy as a default,” *J. Neurophysiol.*, **63**, 625-626 (1990).
14. G. L. Gottlibe, M. L. Latash, D. M. Corcos, et al., “Organizing principles for single-joint movements. 5. Agonist-antagonist interaction,” *J. Neurophysiol.*, **67**, 1417-1427 (1992).
15. D. M. Corcos, G. L. Gottlibe, and G. C. Agarwal, “Organizing principles for principles for single-joint movements. 2. A speed-sensitive strategy,” *J. Neurophysiol.*, **62**, 358-368 (1989).
16. В. П. Воробьев, Р. Д. Синельников, *Атлас анатомии человека*. Медгиз, Москва, Ленинград (1948).
17. А. В. Горковенко, А. Н. Тальнов, В. В. Корнеев, А. И. Костюков, “Особенности активации мышц плеча и плечевого пояса человека при выполнении произвольных двухсуставных движений руки”, *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **41**, № 1, 48-56 (2009).
18. А. И. Костюков, А. И. Тальнов, С. Г. Серенко и др., “Управление экстензорами локтя человека при осуществлении медленных целенаправленных разгибательных движений предплечья”, *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **33**, № 1, 60-69 (2001).
19. A. M. Tax, J. J. Dinier, C. M. Gielen, and M. Kleyne, “Difference in central control m. biceps brachii in movement tasks and force tasks,” *Exp. Brain Res.*, **79**, 138-142 (1990).
20. T. Yanagava, C. J. Goodwing, K. B. Shelburne, et al., “Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint stability during abduction,” *J. Biomechan.*, **130**, No. 4, 283-390 (2008).
21. M. R. Boland and T. Spigelman, “The function of brachioradialis,” *J. Hand. Surg.*, **33**, No. 10, 1853-1859 (2008).