

А. В. ГОРКОВЕНКО¹, А. Н. ТАЛЬНОВ¹, В. В. КОРНЕЕВ¹,
А. И. КОСТЮКОВ¹

ОСОБЕННОСТИ АКТИВАЦИИ МЫШЦ ПЛЕЧА И ПЛЕЧЕВОГО ПОЯСА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ПРОИЗВОЛЬНЫХ ДВУХСУСТАВНЫХ ДВИЖЕНИЙ РУКИ

Поступила 20.11.08

Исследовалась координация центральных моторных команд (ЦМК), поступающих к мышцам плеча и плечевого пояса при осуществлении сгибательно-разгибательных движений в локтевом и плечевом суставах в ходе одно- и двухсуставных движений. В качестве коррелятов ЦМК оценивали характеристики выпрямленных и усредненных ЭМГ, отводимых от ряда мышц руки. Особое внимание было уделено координации ЦМК, поступающих к двухсуставным мышцам, которые могут функционировать как общие сгибатели (*m. biceps brachii, caput breve – BVcb*) и общие разгибатели (*m. triceps brachii, caput longum – TBcl*) локтевого и плечевого суставов. Траектории движения руки задавались в экспериментах таким образом, чтобы кисть руки перемещалась из одной точки пространства в другую вследствие либо одновременных изменений углов в плечевом и локтевом суставах, либо последовательных (в два этапа) изолированных изменений этих суставных углов. Полученные результаты показали, что мышцы плеча, обеспечивающие движение предплечья при изменении угла в локтевом суставе, – *BVcb* и *TBcl* – также активно задействовались в процесс выполнения изолированных односуставных движений в плечевом суставе. ЦМК, поступающие к двухсуставным мышцам в ходе выполнения двухсуставных движений, в первом приближении представляли собой алгебраическую сумму команд, которые получали указанные мышцы при осуществлении соответствующих односуставных движений в локтевом и плечевом суставах. Таким образом, если рассматривать изолированное движение предплечья в результате изменения угла в локтевом суставе как основное, а перемещение плеча – как вспомогательное, то можно говорить о том, что осуществление двухсуставного перемещения дистальной части верхней конечности основывается на принципе суперпозиции ЦМК базисных движений (основного и вспомогательного).

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: двухсуставное движение руки, локтевой сустав, плечевой сустав, мышцы плеча и плечевого пояса, суперпозиция центральных моторных команд.

ВВЕДЕНИЕ

Известно, что у человека мышцы плеча *m. biceps brachii, caput breve (BVcb)* и *m. triceps brachii, caput longum (TBcl)* могут не только соответственно сгибать и разгибать локтевой сустав, но и участвовать в движениях в плечевом суставе [1–4]. В наших предыдущих работах [5–7] были описаны ряд особенностей центральной активации этих мышц

при односуставных движениях в локтевом суставе в условиях иммобилизации плеча и отсутствии изменений угла в плечевом суставе. Поскольку указанные мышцы фактически являются соответственно сгибателями и разгибателями обоих суставов, можно предполагать, что центральные моторные команды (ЦМК), поступающие к этим мышцам в ходе реализации двухсуставных движений, могут существенно отличаться от команд, обеспечивающих локальные движения в локтевом суставе. Однако в литературе практически отсутствуют данные о характеристиках ЦМК, посылаемых к этим

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

Эл. почта: gork@biph.kiev.ua (А. В. Горковенко).

мышцам в ходе сложных движений, которые связаны с изменениями положения предплечья и угла в плечевом суставе. Часто подобные исследования ограничивались лишь кинематическим анализом движений; характеристики ЦМК, о которых можно судить по ЭМГ-активности соответствующих мышц, при этом не рассматривались [8]. В настоящей работе мы исследовали ЦМК, поступающие к *VBcb* и *TVcl* в процессе последовательного и одновременного выполнения произвольных движений в локтевом и плечевом суставах. Рассматривались отслеживающие (сопровожаемые соответствующим визуальным представлением) движения руки в горизонтальной плоскости. При этом программно задавалась траектория необходимого перемещения рукоятки манипулятора, которую испытуемый удерживал кистью. Вначале движения в одном из суставов (или локтевом, или плечевом) выполнялись в условиях фиксации угла в другом. Реализацию двух последовательных односуставных движений в данных суставах сравнивали с двухсуставным движением с изменением углов в обоих суставах. При этом начальное и конечное положения кисти в сумме двух односуставных движений и в двухсуставном движении совпадали. Был проведен анализ трех двигательных программ, при реализации которых оба сустава сгибаются, оба сустава разгибаются, локтевой сустав сгибается, а плечевой – разгибается. Учитывая тот факт, что взаимодействия звеньев руки в двухсуставном движении создают дополнительные кинематические влияния на суставы, отсутствующие при односуставных движениях [9, 10], скорости изменения суставных углов в наших экспериментах были выбраны достаточно малыми (не более 15 град/с). Это позволяло минимизировать влияния динамических инерциальных компонентов в структуре тест-движения. Поскольку выполнение данного исследования потребовало разработки соответствующей установки с относительно сложной механической частью, а также разработки необходимого математического обеспечения, ниже представлены лишь общие принципы использованной методики, а ее более детальное описание вынесено в *Приложение*.

МЕТОДИКА

Экспериментальная установка. В исследованиях принимали участие четыре добровольца. Все они были правшами, без неврологических заболеваний

и каких-либо нарушений функций опорно-двигательного аппарата. Во время эксперимента испытуемый сидел на стуле с регулируемой высотой сиденья. Кистью правой руки удерживалась рукоятка манипулятора, которая свободно перемещалась с минимальным трением вдоль легкой металлической консоли; консоль находилась на оси и могла вращаться в горизонтальной плоскости (см. *Приложение*, рис. 1). Обеспечивалась максимально возможная близость оси вращения консоли к оси плечевого сустава. Конец консоли с помощью тонкого стального тросика длиной 3 м был подвешен к потолку в точке проекции оси вращения. Локоть испытуемого помещался в лямку, которая также подвешивалась посредством другого тросика к потолку в точке подвеса консоли. Это позволяло нейтрализовать воздействие веса руки и избежать отклонений положений локтя от плоскости движений во время их реализации.

Для регистрации положения референтной точки (РТ) кисти испытуемого в плоскости движения использовались потенциометрические датчики, позволяющие измерять угол поворота консоли относительно исходного положения и линейное перемещение рукоятки манипулятора по ее длиннику. Сигналы датчиков вводились в один из двух персональных компьютеров; с применением соответствующих разработанных программ в режиме *on-line* вычислялось положение кисти в декартовых координатах. С учетом антропометрических данных руки конкретного испытуемого на этой основе определялись точные значения углов в локтевом и плечевом суставах (см. *Приложение*). Вычисленное таким образом положение кисти предьявлялось испытуемому в виде положения маркера (светящейся точки) на экране монитора (маркер положения). Необходимая тест-траектория движения задавалась с помощью перемещения по экрану монитора другой светящейся точки – целевого маркера. Перемещения последнего испытуемый должен был отслеживать в ходе выполнения тест-движения, стараясь обеспечить максимально возможное сближение (совпадение) двух вышеуказанных меток.

Во время тест-движений мышцы руки испытуемого могли подвергаться дополнительному силовому нагружению. Внешние нагрузки создавались с помощью двух предварительно растянутых длинных (4 м) резиновых лент. У ленты, которая создавала усилие, направленное вдоль консоли, жесткость составляла 4.8, у той, которая обеспечивала усилие в перпендикулярном направлении, – 25.0

Н/м. Силы растяжения лент передавались с помощью тросов и шкивов к концу консоли (данная нагрузка обеспечивала усилие, разгибающее плечевой сустав) и к подвижной каретке манипулятора с рукоятью для кисти (эта сила разгибала локтевой сустав). Значения нагрузок в различных узловых точках тест-траекторий движений, а также значения суставных углов, принятые в качестве нулевых, указаны в *Приложении*.

Регистрация ЭМГ и параметров движения. ЭЭГ-сигналы отводили от четырех мышц руки: *BBcb*, *TBcl*, *m. deltoideus, pars scapularis (Dps)* и *m. pectoralis major (PM)*; использовались поверхностные электроды, обеспечивающие длительное стабильное отведение («Biorac System EL503», США). Для усиления ЭМГ применяли усилители с полосой пропускания 0.1–1000 Гц; после усиления сигналы регистрировали с помощью второго компьютера и устройства ввода-вывода PCI 6071E («National Instruments», США) с частотой дискретизации $2 \cdot 10^3 \text{ с}^{-1}$. В режиме off-line введенные сигналы подвергались полному (двухполупериодному) выпрямлению и низкочастотной цифровой фильтрации (интеграции). Этот же компьютер применялся для регистрации сигналов от потенциометрических датчиков и последующего вычисления текущих значений суставных углов с последующей цифровой фильтрацией записей. В обоих случаях использовались цифровые низкочастотные фильтры Баттерворта четвертого порядка с частотой среза 15 Гц. Соответствующие сигналы усреднялись по десяти реализациям идентичных двигательных тестов. Текущие амплитуды полученных выпрямленных и интегрированных ЭМГ-сигналов рассматривались как корреляты текущих интенсивностей ЦМК, поступающих к данной мышце в данный момент. Для анализа процесса суперпозиции ЦМК два участка усредненных записей ЭМГ одной и той же мышцы подвергали искусственному временному сдвигу и алгебраической суммации.

Траектории движения. В эксперименте использовались двухсуставные тест-движения трех видов: оба сустава (локтевой и плечевой) сгибаются, оба сустава разгибаются, предплечье сгибается, а плечо разгибается. Траектории движения в горизонтальной плоскости имели вид криволинейного четырехугольника *ABCD* (рис. 2 в *Приложении*). В первой части тестирования испытуемый должен был отслеживать траектории, в которых движение происходило в одном из двух суставов при иммобилизации другого; затем положение в пер-

вом суставе фиксировалось, и движение к конечной целевой точке осуществлялось за счет второго изменения угла во втором суставе. Во второй части тестирования реализовался переход РТ конечности в ту же конечную целевую точку в результате одновременного изменения углов в обоих суставах. Испытуемый должен был отслеживать каждую из траекторий десять раз. Заведомо неудачные попытки исключались, и соответствующее тестирование повторялось.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Как уже указывалось, координация активности мышц плеча и плечевого пояса рассматривалась при трех видах тест-движений. В двух из них направление изменений углов в локтевом и плечевом суставах совпадало (или сгибание, или разгибание), а в одном было противоположным (сгибание в локтевом и разгибание в плечевом суставах). Пример реализации двигательных задач, в ходе которой выполнялось сгибание в обоих суставах, приведен на рис. 1. В данном случае испытуемому было необходимо переместить кисть из наружной области операционного пространства (т. е. положения, в котором оба сустава были в значительной степени разогнуты) во внутреннюю, причем это перемещение могло быть осуществлено в результате сгибания в обоих суставах (переход из точки *A* в точку *C* на схеме рис. 2 в *Приложении*). Начальное положение (точка *A* на схеме) определялось углами в локтевом и плечевом суставах 55 и 10° , а конечное – 100 и 40° соответственно. На рис. 1, *A* показана активность мышц руки при изолированном сгибании в локтевом суставе (траектория *A–D* на схеме рис. 2 в *Приложении*) и последующем изолированном сгибании в плечевом (траектория *D–C*). Тест-движение производили на фоне приложения небольших внешних нагрузок, направленных в сторону разгибания в обоих суставах (см. *Приложение*). Сгибание в локтевом суставе на 45° выполнялось преимущественно за счет активации *BBcb* на фоне некоторой коактивации разгибателей обоих суставов (*TBcl* и *Dps*) и сгибателя плеча (*PM*). Вторая фаза тест-движения, в которой осуществлялось сгибание в плечевом суставе на 30° , в основном обеспечивалась активацией *PM*. Это движение также сопровождалось небольшой коактивацией остальных мышц. Во время движения заметно повышалась активность *BBcb* – общего сгибателя

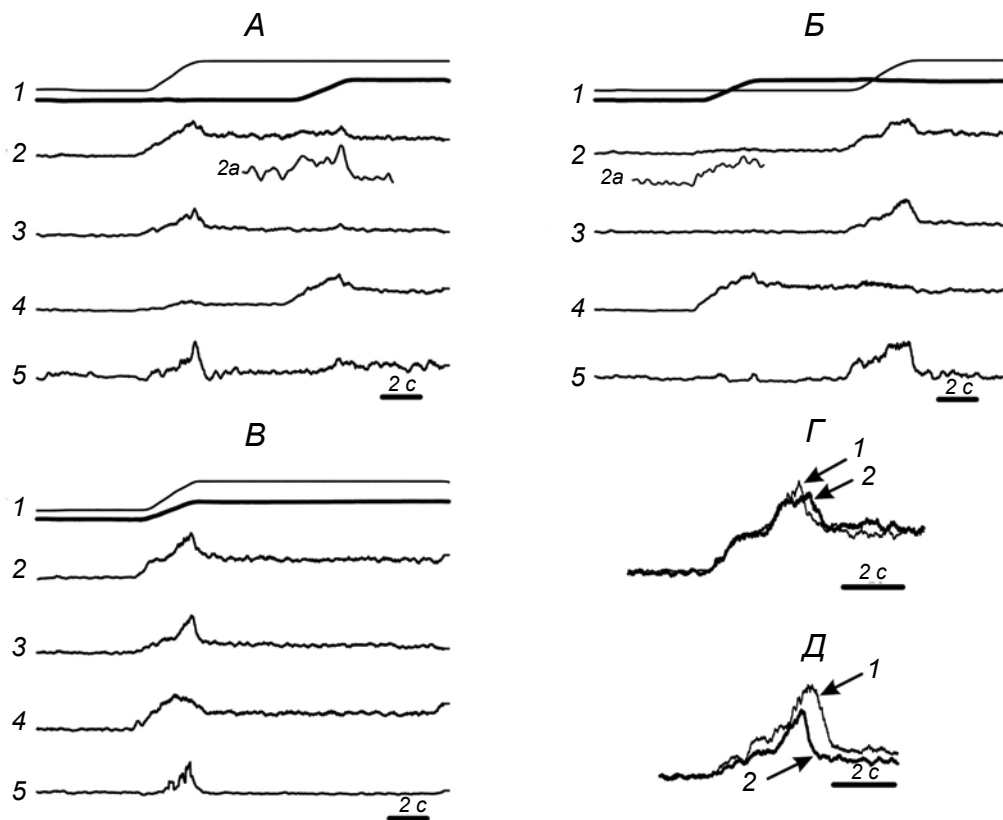


Рис. 1. ЭМГ-активность мышц плеча и плечевого пояса при перемещении кисти из наружной области двухмерного операционного пространства руки во внутреннюю (из точки *A* в точку *C* на схеме рис. 2 в Приложении).

Иллюстрируются три типа движений перехода: последовательное сгибание плечевого и локтевого суставов (*A*, траектория *A–D–C* на рис. 2 в Приложении), последовательное сгибание плечевого и локтевого суставов (*B*, траектория *A–B–C* на рис. 2 в Приложении) и совместное сгибание в обоих суставах (*B*, диагональная траектория *A–C* на рис. 2 в Приложении). *Г* – сравнение реальной записи ЭМГ-активности *m. biceps brachii, caput breve (BVcb)*, полученной при совместном сгибании локтевого и плечевого суставов, с искусственной кривой, полученной в результате суммации фрагментов записи ЭМГ-активности этой же мышцы (*B*, 2), которые соответствовали отдельным сгибаниям плеча и локтя. *Д* – сравнение ЭМГ-активности *m. triceps brachii, caput longum (TVcl)*, полученной при совместном сгибании локтевого и плечевого суставов, с искусственной кривой, полученной в результате суммации фрагментов записи ЭМГ-активности этой же мышцы (*B*, 3), которые соответствовали отдельным сгибаниям плеча и локтя. На *A–B*: 1 – запись изменений величины суставных углов (толстая линия – для локтевого сустава, тонкая – для плечевого); 2–5 – записи ЭМГ-активности *BVcb* (2), *TVcl* (3), *deltoideus, pars scapularis* (4), *m. pectoralis major* (5). На *A* и *B* дополнительно приведены увеличенные фрагменты записи 2 с той же разверткой (2а). На *Г* и *Д* толстая кривая соответствует ЭМГ, полученной непосредственно при совместном сгибании обоих суставов (стрелка 1), тонкая – результату алгебраической суммации ЭМГ в последовательных движениях (стрелка 2).

Рис. 1. ЭМГ-активність м'язів плеча та плечевого поясу при переміщенні кисті із зовнішньої ділянки двовимірного операційного простору руки у внутрішню (з точки *A* в точку *C* на схемі рис. 2 в Додатку).

локтевого и плечевого суставов; это хорошо видно на увеличенном фрагменте записи (рис. 1, *A*, 2, *a*).

Смена порядка односуставных движений (сначала изолированное сгибание плеча, перемещающее РТ кисти по участку траектории *A–B*, а затем сгибание локтя, перемещающее кисть по траектории *B–C*) принципиально не изменяла особенностей координации мышечной активности (рис. 1, *B*). И в данном случае сгибание плеча осуществлялось за счет преимущественной активации сгибателя *PM* и

коактивации *BVcb* (фрагмент 2, *a*). Следующее же за этим движением сгибание локтя обеспечивалось активностью *BVcb* с одновременной активацией разгибателя (*Dps*) и сгибателя (*PM*) плеча.

Следующая моторная задача позволяла исследовать координацию активности мышц плеча и плечевого пояса при выполнении двухсуставного движения (рис. 1, *B*) за счет одновременного сгибания локтевого и плечевого суставов. В данном случае значения соответствующих суставных углов в на-

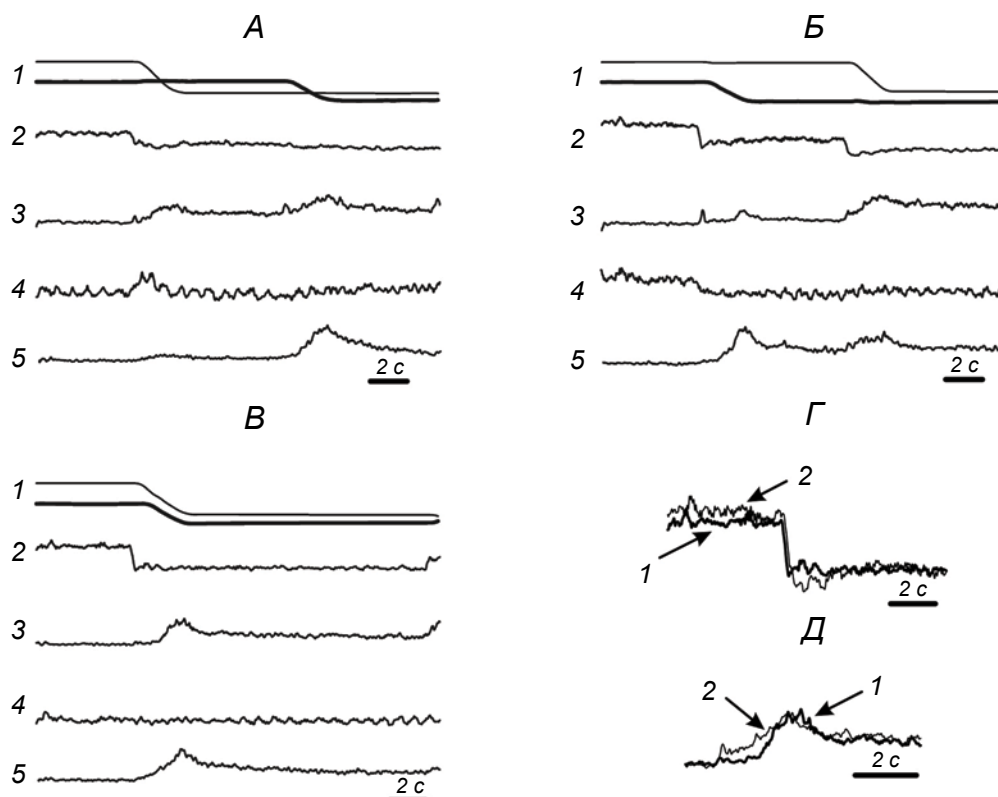


Рис. 2. ЭМГ-активность мышц плеча и плечевого пояса при перемещении кисти из внутренней области двухмерного операционного пространства руки во внешнюю (из точки *С* в точку *А* на схеме рис. 2 в Приложении).

Иллюстрируются три типа движений перехода: последовательное разгибание локтевого и плечевого суставов (*А*, траектория *С–D–А* на рис. 2 в Приложении), последовательное разгибание плечевого и локтевого суставов (*Б*, траектория *С–В–А* на рис. 2 в Приложении) и совместное разгибание в обоих суставах (*В*, диагональная траектория *С–А* на рис. 2 в Приложении). *Г*, *Д* – сравнение ЭМГ-активности *m. biceps brachii, caput breve (BVcb)* и *m. triceps brachii, caput longum (TVcl)*, полученной при совместном разгибании локтевого и плечевого суставов, с искусственной кривой, полученной в результате суммации фрагментов записи ЭМГ-активности *BVcb* и *TVcl* (*Б*, 2, 3), которые соответствуют раздельным разгибаниям плеча и локтя. Остальные обозначения те же, что и на рис. 1.

Рис. 2. ЕМГ-активність м'язів плеча та плечевого поясу при переміщенні кисті із внутрішньої ділянки двовимірної операційного простору руки в зовнішню (з точки *С* у точку *А* на схемі рис. 2 в Додатку).

чальной и конечной точках движения совпадали с теми, которые использовались в последовательной реализации односуставных движений. В соответствующих позициях локтевой и плечевой суставы были согнуты на 55, 10° (*А*) и 100, 40° (*С*). Испытуемому предлагалось выполнить отслеживание участка *А–С* (рис. 2 в Приложении, диагональ на схеме двигательных программ). В ходе реализации двухсуставного движения выявлялся отчетливый относительно линейный паттерн суммации соответствующих ЦМК (согласно характеристикам мышечной активности), которые наблюдались при выполнении последовательных односуставных движений, выводящих РТ конечности на ту же цель (рис. 1, *А*, *Б*). Записи ЭМГ-активности *BVcb* и *TVcl* во время совместного сгибания в плечевом и локте-

вом суставах (*Г*, 1, *Д*, 1) оказались весьма близкими к результатам искусственной суммации фрагментов ЭМГ-активности этих же мышц (*Г*, 2, *Д*, 2), связанных с последовательными раздельными движениями.

В рамках той же геометрии двигательных задач, которая была описана выше, был предпринят анализ разгибательных движений в обоих суставах. Испытуемые перемещали РТ кисти из точки *С* в точку *А* (рис. 2 в Приложении), используя разгибательные движения, которые выполнялись либо изолированно и последовательно, либо одновременно, путем параллельного изменения углов в обоих суставах (рис. 2). В последовательных тест-движениях испытуемые разгибали локтевой сустав от 100 до 55°; это движение осуществлялось до (*А*, траек-

тория $C-B-A$) или после разгибания плечевого сустава на 30° (B , траектория $C-D-A$). Независимо от очередности движения предплечья (изолированно разгибания в локтевом суставе; A, B) в этих тест-перемещениях ЭМГ-реакции мышц, управляющих таким движением, были очень сходны. Разгибание вызывалось расслаблением $BVcb$ и заметной активацией $TVcl$. Когда реализация двигательной программы начиналась движением в локтевом суставе (A), заметной была сопровождающая коактивация мышц плеча (Dps и PM), что, по-видимому, предопределяло необходимый в данном случае уровень иммобилизации плеча ($A, 4, 5$). Последующее разгибание в плечевом суставе выполнялось, видимо, в основном за счет активации экстензоров плеча

(PM), однако при этом была заметна параллельная активация $TVcl$, которая функционально может играть роль экстензора обоих суставов ($A, 3, 5$). Несколько сложнее выглядела активность мышц плеча в ходе реализации разгибания предплечья (т. е. разгибания локтевого сустава) в тех условиях, когда такое движение выполнялось после предшествующего разгибания плечевого сустава (B). В данном случае коактивация экстензоров плеча оставалась достаточно хорошо выраженной ($B, 5$), хотя активность соответствующих флексоров (Dps) была малозаметной ($B, 4$). Не исключено, что это происходило из-за длительного торможения активности указанной мышцы после активного разгибания в плечевом суставе.

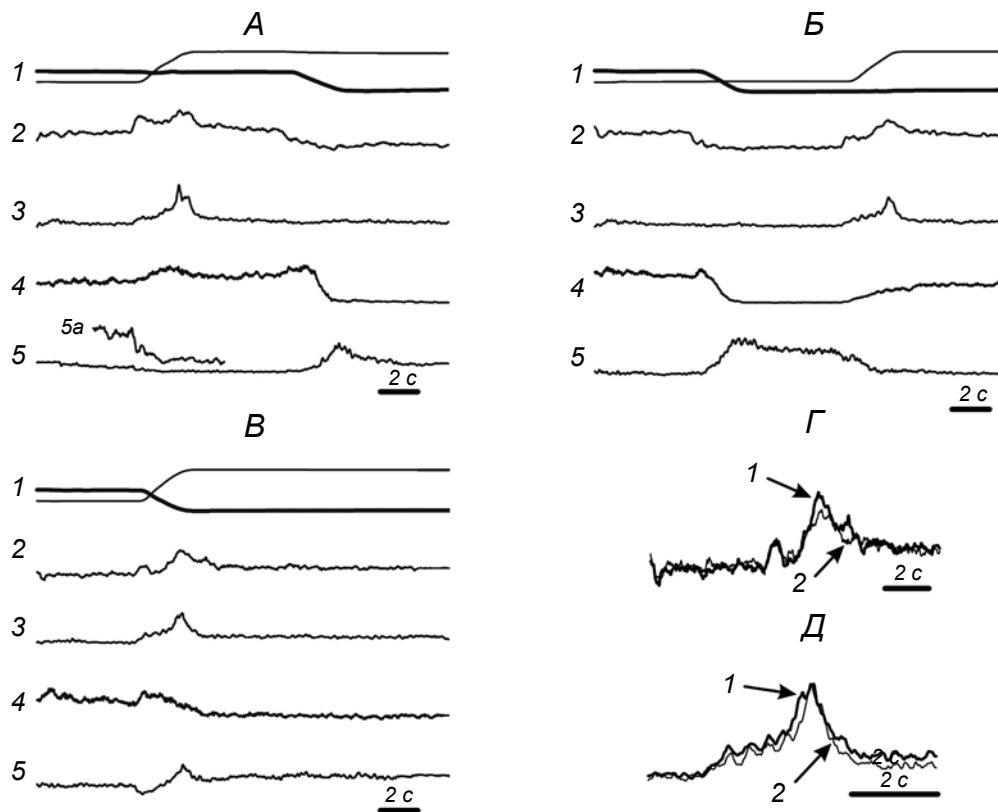


Рис. 3. ЭМГ-активность мышц плеча и плечевого пояса при перемещении кисти из внешней области двухмерного операционного пространства руки во внутреннюю (из точки B в точку D на схеме рис. 2 в Приложении).

Иллюстрируются три типа движений перехода: начальное сгибание локтевого и последующее разгибание плечевого сустава (A , траектория $B-C-D$ на рис. 2 в Приложении), начальное разгибание плечевого и последующее сгибание локтевого сустава (B , траектория $B-A-D$ на рис. 2 в Приложении) и совместное сгибание локтевого и разгибание плечевого сустава (B , диагональная траектория $B-D$ на рис. 2 в Приложении). На A дополнительно приведен увеличенный фрагмент записи 5 с той же разверткой. G, D – сравнение ЭМГ-активности $m. biceps\ brachii, caput\ breve$ ($BVcb$) и $m. triceps\ brachii, caput\ longum$ ($TVcl$), полученной при совместном сгибании локтевого и разгибании плечевого сустава, с искусственной кривой, полученной в результате суммации фрагментов записи ЭМГ-активности $BVcb$ и $TVcl$ ($B, 2, 3$), которые соответствовали начальному разгибанию плеча и последующему сгибанию локтя. Остальные обозначения те же, что и на рис. 1.

Рис. 3. ЕМГ-активність м'язів плеча та плечевого поясу при переміщенні кисті із зовнішньої ділянки двовимірної операційної простору руки у внутрішню (з точки B у точку D на схемі рис. 2 в Додатку).

При одновременном разгибании обоих суставов в рамках реализации двухсуставного движения (рис. 2 в *Приложении*, траектория $C-A$) отмечалась комбинация ЭМГ-активности различных мышц, сходная с описанными выше паттернами ЭМГ, которые наблюдались в условиях последовательных движений. $Bbcb$ расслаблялась, а $Tbcl$ и Dps повышали свою активность (рис. 2, B). В данном случае временное течение снижения уровня активности $Bbcb$ во время одновременного разгибания обоих суставов (G, I) было достаточно близким к суммарной картине, полученной наложением записей активности упомянутой мышцы в отдельных двигательных тестах (кривая 2 на G получена путем искусственной суммации соответствующих фрагментов, показанных на $B, 2$). При совместном разгибании суставов временное течение повышения уровня ЭМГ-активности $Tbcl$ (D, I) практически совпадало с соответствующей кривой, полученной в результате суммации фрагментов записи ЭМГ, которые относились к реализации отдельных движений в каждом из суставов ($D, 2$).

Особый интерес представляло изучение более сложных двухсуставных движений, в которых сгибание одного из суставов сочеталось с разгибанием другого. В эксперименте, результаты которого приведены на рис. 3, в качестве тест-движений были использованы сгибание предплечья (т. е. сгибание локтевого сустава) и разгибание плеча (реализовалось отслеживание траекторий $B-C-D$, $B-A-D$ и $B-D$ в соответствии со схемой рис. 2 в *Приложении*). При движении по траектории $B-C-D$ (рис. 3, A) ЭМГ-активность, связанная с односуставным сгибанием локтя, в основном не отличалась от той, которая представлена на записях аналогичных фрагментов тестирования на рис. 1. Последующее изолированное разгибание плеча (рис. 3, A , траектория $C-D$) обеспечивалось хорошо выраженной активацией экстензоров плечевого пояса ($A, 5$), которой сопутствовали небольшое повышение активности экстензорных мышц плеча (экстензоров предплечья) и заметный «сброс» уровня активности флексорных мышц плеча и плечевого пояса. Достаточно сложная динамика повышения и снижения ЭМГ-активности различных мышц в условиях выполнения упомянутых изолированных движений в двух суставах, по-видимому, предопределила многокомпонентность временного течения ЭМГ во всех исследованных мышцах при одновременном осуществлении движения в обоих суставах (B , траектория $B-D$). В данном случае ход достаточ-

но синхронного повышения активности флексоров и экстензоров локтевого сустава в начале выполнения подобной двигательной программы фактически не отличался от течения ЭМГ-активности, связанной с соответствующим односуставным движением. Однако несколько неожиданным выглядел первоначальный «сброс» активности экстензора плеча ($B, 5$). При этом можно лишь предположить, что кратковременное снижение уровня активации указанной мышцы могло быть скомпенсировано активацией других экстензорных мышц, от которых в данном эксперименте отведения ЭМГ не производилось. Кроме того, нельзя исключить, что определенный вклад в разгибание плеча в этом случае могла давать активность двухсуставной мышцы $Tbcl$. Она демонстрировала заметное повышение уровня на начальной стадии тест-движения. Также же, как и в предыдущих тестах с совпадающим направлением движений в локтевом и плечевом суставах (рис. 1; 2), активность мышц плеча в ходе реализации двухсуставного «сгибательно-разгибательного» движения достаточно хорошо описывалась алгебраической суммой соответствующих фрагментов ЭМГ-активности, зарегистрированных во время выполнения изолированных односуставных движений (рис. 3, G, D).

ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные в настоящих тестах результаты показали, что мышцы плеча, обеспечивающие движение предплечья (т. е. изменяющие угол в локтевом суставе), – $Bbcb$ и $Tbcl$ – существенно активировались и при выполнении изолированных односуставных движений в плечевом суставе. Подобный паттерн их активности по крайней мере отчасти может быть обусловлен анатомическими особенностями данных головок бицепса и трицепса – характер прикрепления их сухожилий к костям предплечья и плечевого пояса таков, что сокращение этих мышц способно определить движение в обоих упомянутых суставах [1–4]. Таким образом, мышцы $Bbcb$ и $Tbcl$ не могут рассматриваться только как сгибатель и разгибатель предплечья, а являются *частично* двухсуставными. Следовательно, любое активное изменение углов в локтевом и плечевом суставах будет так или иначе связано с соответствующими изменениями уровней ЭМГ-активности этих мышц. Использувавшееся во время наших тестов фоновое силовое нагружение мышц руки

обусловило необходимость исходной активации флексорных мышц, сгибающих локтевой и плечевой суставы. Параллельно с активацией мышц, принимавших непосредственное участие в движении в локтевом суставе, для фиксации плеча была необходима активация и мышц, сгибающих и разгибающих плечевой сустав (*Dps* и *PM*).

В движениях, связанных со сгибанием локтевого сустава и реализуемых в отсутствие фиксации плеча (подобный паттерн достаточно часто используется в экспериментах с анализом односуставных движений [6, 7]), как правило, отмечается довольно мощная сопутствующая активация экстензоров локтевого сустава, т. е. коактивация мышц-антагонистов. При внешней же фиксации плеча и выполнении сгибания в локтевом суставе против действия внешней разгибающей нагрузки активность экстензорных мышц была незначительной [5–7]. Преимущественно коактивационный паттерн активности мышц в сгибательных движениях регистрировался независимо от порядка следования движений, т. е. от того, осуществлялось ли движение предплечья до или после движения в плечевом суставе (рис. 1, *A, B*). Возможно, наблюдаемое различие объясняется необходимостью в данных экспериментальных условиях удерживать плечо в неподвижном состоянии за счет силового противодействия со стороны экстензоров плеча, функцию которых частично могут выполнять и экстензоры предплечья (*A, 4, B, 4*). Отмечаемая активация экстензоров нередко сопровождалась одновременной активацией флексоров плечевого сустава.

В наших тестах выявлялась определенная общность паттернов активации мышц, управляющих локтевым и плечевым суставами в сгибательных и разгибательных движениях. При сгибании в обоих суставах наиболее часто регистрировалась коактивация мышц-антагонистов. В данном случае силовой реакции флексоров противодействовала сила, создаваемая сокращением экстензоров. Совершенно другими были сочетания активности мышц при разгибательных движениях. Естественно, что такие движения выполнялись за счет преимущественной активации мышц-экстензоров данного сустава, но практически во всех случаях этому способствовал хорошо выраженный эффект расслабления флексорных мышц, сгибающих тот же сустав. Спад активности мышц-флексоров как локтевого, так и плечевого сустава был особенно заметным в тех случаях, когда перед началом движения регистрировался некоторый уровень фоновой активации

мышц. Одна из возможных причин отмеченных различий ЭМГ-активности мышц двух суставов в ходе сгибательных и разгибательных движений может быть связана с использованием внешних нагрузок, действующих в направлении разгибания в локтевом и плечевом суставах. В дальнейшем это предположение может быть проверено более детально в экспериментах с изменением направления используемой внешней нагрузки.

Следует отметить, что в отличие от мышц, непосредственно обеспечивающих сгибание локтевого сустава, мышцы, которые управляют плечевым суставом, в частности *Dps*, могли заметно изменять свою активность при фиксации положения плеча в различных тестах. Так в опыте, иллюстрированном рис. 1, *A, B*, в случае сгибания локтя регистрировалось повышение активности этой мышцы, а в аналогичном тесте, показанном на рис. 3, *A, B*, – ее снижение. Важно, что различия в активации *Dps*, отмеченные в ходе односуставных движений, сохранялись и при переходе к соответствующим двухсуставным тест-движениям. К сожалению, мы пока не можем точно указать факторы, определяющие эти различия. Одной из причин могла быть сложная анатомическая композиция совокупности мышц, обеспечивающих движения в плечевом суставе; реально в наших экспериментах с помощью регистрации ЭМГ контролировалась активность лишь небольшой ее части. Ранее в процессе изучения отслеживающих движений в локтевом суставе мы отмечали возможность перераспределения активности между различными мышцами-агонистами в рамках выполнения идентичных двигательных программ [6].

В настоящей работе двухсуставные движения формировались из односуставных компонентов при условии относительно невысоких скоростей изменения суставных углов, что позволяло пренебречь динамическими инерциальными взаимодействиями звеньев руки. В рамках такой экспериментальной парадигмы было показано, что усредненные ЭМГ-реакции, зарегистрированные в общих для обоих упомянутых суставов мышцах (*BVcb* и *TVcl*), в процессе выполнения двухсуставных движений могут быть достаточно хорошо описаны алгебраической суммой соответствующих ЭМГ, зарегистрированных в ходе составляющих односуставных движений в каждом из суставов. Если рассматривать изолированное движение предплечья (т. е. изменение угла в локтевом суставе) как основное, а перемещение в плечевом суставе как вспомогательное, можно гово-

рять о принципе суперпозиции центральных команд базисных движений (основного и вспомогательно-го) при осуществлении двухсуставного перемещения дистального отдела конечности. Возможно, эта особенность формирования ЦМК в дальнейшем может быть учтена в ходе анализа сложных двигательных программ многосуставных движений с произвольным изменением суставных углов. Естественно, возникает вопрос, связана ли указанная особенность центрального программирования движения только с тем, что исследованные мышцы, обеспечивающие движения предплечья, фактически являются двухсуставными, или же она может проявляться и в случае чисто односуставных мышц.

Полученные результаты дают основания полагать, что конфигурации центральных двигательных команд в значительной мере зависят от биомеханических параметров – таких, как суставной угол, скорость его изменения, а также от поля внешних сил, действующих на конечность. Если механические параметры движения остаются неизменными, то и центральные команды, поступающие к мышцам, которые управляют звеном конечности, принципиально не изменяются вне зависимости от того, в каком сложном многосуставном движении участвует это звено. С другой стороны, наши данные свидетельствуют о том, что одинаковые движения могут опосредоваться разными комбинациями активности ряда мышц-агонистов, управляющих конкретным суставом.

А. В. Горковенко¹, А. М. Тальнов¹, В. В. Корнеев¹,
О. И. Костюков¹

ОСОБЛИВОСТІ АКТИВАЦІЇ М'ЯЗИВ ПЛЕЧА І ПЛЕЧОВОГО ПОЯСУ ЛЮДИНИ ПРИ ВИКОНАННІ ДОВІЛЬНИХ ДВОСУГЛОБОВИХ РУХІВ РУКИ

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

Резюме

Досліджувалася координація центральних моторних команд (ЦМК), які надходять до м'язів плеча і плечового поясу при здійсненні згинально-розгинальних рухів у ліктьовому та плечовому суглобах у перебігу одно- і двосуглобових рухів. Як кореляти ЦМК оцінювали характеристики випрямлених та усереднених ЕМГ, відведених від низки м'язів руки. Особлива увага була приділена координації ЦМК, що надходили до двосуглобових м'язів. Ці м'язи можуть функціонувати як спільні згиначі (*m. biceps brachii, caput breve*) і спільні розгиначі (*m. triceps brachii, caput longum*) ліктьового та плечового суглобів. Траєкторії руху руки задавалися в експериментах

таким чином, щоб кисть руки переміщувалася з однієї точки простору в іншу завдяки або одночасним змінам кутів у плечовому та ліктьовому суглобах, або послідовним (у два етапи) ізольованим змінам даних суглобових кутів. Як показали отримані результати, м'язи плеча, що забезпечують рух передпліччя при зміні кута в ліктьовому суглобі, – *mm. biceps brachii, caput breve* та *triceps brachii, caput longum* – також брали активну участь у процесі виконання ізольованих односуглобових рухів у плечовому суглобі. ЦМК, що надходили до двосуглобових м'язів у перебігу виконання двосуглобових рухів, у першому наближенні являли собою алгебраїчну суму команд, котрі надходили до цих м'язів при здійсненні відповідних односуглобових рухів у ліктьовому та плечовому суглобах. Таким чином, якщо розглядати ізольований рух передпліччя внаслідок зміни кута в ліктьовому суглобі як основний, а переміщення плеча – як допоміжний, можна говорити про те, що здійснення двосуглобового переміщення дистальної частини верхньої кінцівки ґрунтується на принципі суперпозиції ЦМК базисних рухів (основного та допоміжного).

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. D. Landin, J. Myers, M. Thompson, et al., "The role of the biceps brachii in shoulder elevation," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **18**, 270-275 (2008).
2. A. S. Levy, B. T. Kelly, S. A. Lintner, et al., "Function of the long head of the biceps at the shoulder: electromyographic analysis," *J. Should. Elbow Surg.*, **10**, No. 3, 250-255 (2001).
3. G. Sakurai, J. Ozaki, Y. Tomita, et al., "Electromyographic analysis of shoulder joint function of the biceps brachii muscle during isometric contraction," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, **354**, 123-131 (1998).
4. В. П. Воробьев, Р. Д. Синельников, *Атлас анатомии человека*, Медгиз, Москва, Ленинград (1948).
5. A. N. Tal'nov, V. L. Cherkassky, and A. I. Kostyukov, "Movement-related and steady state electromyographic activity of human elbow flexors in slow transition movement between two equilibrium states," *Neuroscience*, **79**, No. 3, 923-933 (1997).
6. A. N. Tal'nov, S. G. Serenko, S. S. Strafun, et al., "Analysis of the electromyographic activity of human elbow joint muscles during slow linear flexion movement in isotorque conditions," *Neuroscience*, **90**, No. 3, 1123-1136 (1999).
7. А. Н. Тальнов, С. Г. Серенко, А. И. Костюков и др., "Управление экстензорами локтя человека при осуществлении медленных целенаправленных разгибательных движений предплечья", *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **33**, № 1, 60-72 (2001).
8. N. V. Dounskaia, C. J. Ketcham, and G. E. Stelmach, "Influence of biomechanical constraints on horizontal arm movements," *Motor Control*, **6**, 368-389 (2002).
9. G. M. Karst and Z. Hasan, "Initiation rules for planar, two-joint arm movements: agonist selection for movements throughout the work space," *J. Neurophysiol.*, **66**, No. 5, 1579-1593 (1991).
10. G. M. Karst and Z. Hasan, "Timing and magnitude of electromyographic activity for two-joint arm movements in different directions," *J. Neurophysiol.*, **66**, No. 5, 1594-1604 (1991).