

А. В. ГОРКОВЕНКО¹

МЕТОДИКА АНАЛИЗА ЦЕНТРАЛЬНЫХ МОТОРНЫХ КОМАНД ПРИ РЕАЛИЗАЦИИ ДВУХСУСТАВНЫХ ДВИЖЕНИЙ РУКИ ЧЕЛОВЕКА

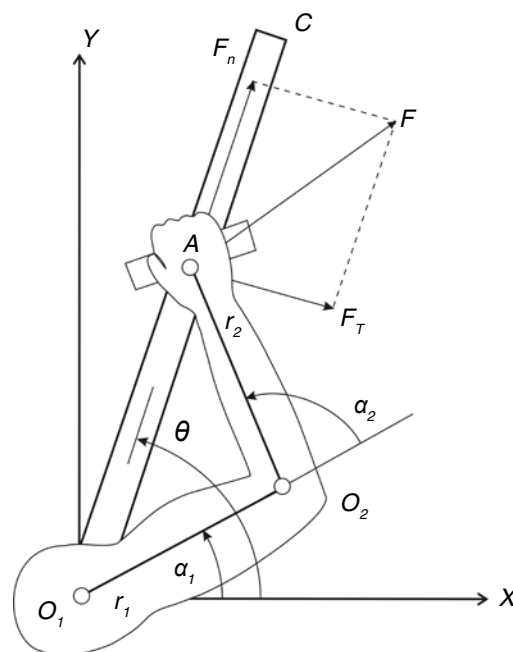
В *Приложении* приведено более подробное объяснение методики экспериментов по исследованию центральных моторных команд при реализации двухсуставных движений руки человека – использованного механического устройства и математического аппарата для описания пространственных характеристик двухсуставного движения руки в горизонтальной плоскости.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: двухсуставное движение, центральная моторная команда, система координат, методика эксперимента.

На рис. 1 представлена схема механического устройства, использованного в тестах. Данное устройство было разработано и изготовлено инж. В. В. Корнеевым. На рисунке приняты следующие обозначения: X, Y – оси декартовых координат; $O_1 - C$ – вращающаяся консоль; A – каретка; O_1 и O_2 – оси вращения плечевого и локтевого суставов соответственно; r_1 – длина плеча, r_2 – предплечья; α_1 – плечевой, α_2 – локтевой углы; θ – угол поворота консоли; F – внешняя сила, приведенная к референтной точке (РТ) кисти; F_n – нормальные, F_τ – тангенциальные проекции внешней силы.

Для исследования двухсуставного движения руки человека измерялось положение РТ кисти руки в горизонтальной плоскости. Чтобы описать положение РТ в плоскости движения конечности, использовались три различные системы координат. Для регистрации положения кисти в пространстве применялась полярная система координат; угол поворота θ консоли $O_1 - C$ измерялся с помощью потенциометрического датчика поворота, а радиус положения кисти оценивался путем измерения расстояния от РТ (рис. 1, точка A) до оси вращения консоли. В то же время для задания траектории движения РТ использовалась декартова система координат, а для анализа центральных моторных команд (ЦМК) – двухугловая система координат, в которой положение РТ задается двумя суставными углами – плечевым α_1 и локтевым α_2 . Необходимо заметить,

что все системы включают в себя две независимые координаты. Это является следствием того, что модель двухсуставного движения конечности имеет две степени свободы. С другой стороны, зная координаты кисти в одной из систем координат и длины звеньев руки, всегда можно перевести такие координаты в любую другую систему.

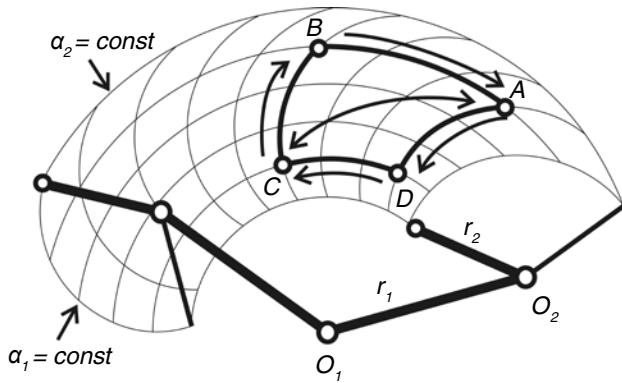


Р и с. 1. Схема механического устройства. Подробные объяснения в тексте.

Р и с. 1. Схема механічного пристрою.

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

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



Р и с. 2. Операционное пространство перемещения конечности в эксперименте.

Тонкими линиями изображена сетка постоянных плечевых (α_1) и локтевых (α_2) углов. r_1 – плечо; r_2 – предплечье; O_1 – плечевой, O_2 – локтевой суставы; $ABCD$ – криволинейный четырехугольник траекторий. Подробное объяснение в тексте.

Р и с. 2. Операційний простір переміщення кінцівки в експерименті.

Для перехода из полярной в декартову систему координат использовали следующие формулы:

$$\begin{aligned} x &= r \cdot \cos(\theta) \\ y &= r \cdot \sin(\theta), \end{aligned} \tag{1}$$

где r – расстояние (м) от каретки до оси вращения консоли; θ – угол (радианы) поворота консоли от латерального направления вправо против часовой

стрелки; x, y – расстояния (м) РТ кисти от нулевой точки по осям декартовых координат.

За начало координат была принята точка, совпадающая с осью вращения плечевого сустава. При этом ось Y была направлена параллельно сагиттальной плоскости и перпендикулярно фронтальной, в то время как ось X – перпендикулярно сагиттальной плоскости. Во время тестов движение конечности осуществлялось таким образом, чтобы перемещения предплечья и РТ кисти находились в одной горизонтальной плоскости с плечевым суставом, а оси вращения плечевого и локтевого суставов были вертикальными.

Для перехода из полярной системы координат в двухугловую использовались следующие формулы:

$$\begin{aligned} \alpha_1 &= \theta - \arccos\left(\frac{r^2 + r_1^2 - r_2^2}{2 \cdot r \cdot r_1}\right) \\ \alpha_2 &= \arccos\left(\frac{r^2 - r_1^2 - r_2^2}{2 \cdot r_1 \cdot r_2}\right), \end{aligned} \tag{2}$$

где α_1, α_2 – углы (радианы) поворота плечевого и локтевого суставов соответственно, как показано на рис. 1; θ – угол (радианы) поворота консоли в полярных координатах; r – расстояние (м) от каретки до оси вращения консоли; r_1 – длина (м) плеча; r_2 – расстояние (м) от оси вращения локтевого сустава до РТ.

Для перехода из двухугловой системы координат в декартову использовались следующие формулы:

Значение сил и моментов сил, прикладываемых к сегментам конечности в вершинах четырехугольника траекторий

Значення сил і моментів сил, що прикладалися до сегментів кінцівки у вершинах чотирикутника траекторій

Внешние силы	Точки	Момент сил, приложенный к плечу (Н·м)	Момент сил, приложенный к предплечью (Н·м)	Сила F_n , действующая по нормали (Н)
Только продольная составляющая	A	0	0.9	6.5
	B	0	0.9	6.5
	C	0	2.0	9.8
	D	0	2.0	9.8
Только поперечная составляющая	A	3.1	1.9	0
	B	4.8	2.9	0
	C	5.1	3.5	0
	D	4.7	3.2	0
Обе указанные силы	A	3.1	2.8	6.5
	B	4.8	3.8	6.5
	C	5.1	5.7	9.8
	D	4.7	5.4	9.8

$$\begin{aligned} x &= r_1 \cdot \cos(\alpha_1) + r_2 \cdot \cos(\alpha_1 + \alpha_2) \\ y &= r_1 \cdot \sin(\alpha_1) + r_2 \cdot \sin(\alpha_1 + \alpha_2), \end{aligned} \quad (3)$$

где приняты обозначения, аналогичные в формулах (1, 2).

Паттерн перемещения конечности задавался траекторией и скоростью движения РТ кисти руки в плоскости с использованием специального языка, который определял движение в двухугловой системе координат (плечевого и локтевого углов) при помощи специальных команд, помещенных в текстовый файл. В качестве нулевых значений углов принимались состояние полного разгибания локтевого сустава и угол в плечевом суставе, когда ось плеча совпадала с поперечной осью тела и находилась под углом 90° относительно его продольной оси. Далее специальная программа на основании команд, используя формулы (3), генерировала последовательный ряд декартовых координат положения кисти, в котором каждый отсчет соответствовал конкретному положению РТ кисти в пространстве. Во время эксперимента этот ряд координат выводился на экран компьютера и задавал движение маркера цели, которое должен был отслеживать испытуемый.

В исследованиях использовались следующие траектории, которые схематически изображены на рис. 2 в виде криволинейного четырехугольника $ABCD$. Так, движения вдоль дуг AB и CD осуществлялись только за счет изменения угла плечевого сустава при неподвижном локтевом. Движения же вдоль дуг BC и AD выполнялись только путем сгибания или разгибания предплечья (изменения угла локтевого сустава) при неподвижности плеча. Перемещения по диагоналям четырехугольника (AC , BD) производились за счет совместных поворотов в обоих суставах. При этом точкам четырехугольника соответствовали следующие суставные углы (плечевого и локтевого): $A - 10$ и 55° ; $B - 40$ и 55° ; $C - 40$ и 100° ; $D - 40$ и 100° . В наших экспериментах использовались следующие траектории: оба сустава сгибались одновременно (AC) или последовательно (ABC , ADC); оба сустава разгибались одновременно (CA) или последовательно (CBA , CDA); локтевой сустав сгибался, а плечевой разгибался одновременно (BD) либо же последовательно разгибался плечевой сустав и сгибался локтевой (BAD) и последовательно сгибался локтевой и разгибался плечевой сустав (BCD); одновремен-

но локтевой сустав разгибался, а плечевой сгибался (DB), последовательно разгибался локтевой сустав и сгибался плечевой (DAB), последовательно разгибался локтевой и сгибался плечевой сустав (BCD). Нетрудно заметить, что все эти траектории соответствовали либо последовательным изменениям углов локтевого и плечевого суставов, либо одновременному (параллельному) изменению указанных углов. Время перемещения вдоль каждой из дуг и диагоналей составляло приблизительно 3 с. К сегментам конечности могли прилагаться силы и моменты сил, величины которых в вершинах четырехугольника приведены в таблице. При переходе из точки в точку указанные выше величины углов менялись монотонно.

Для анализа кинематических и динамических характеристик движения конечности координаты положения кисти переводились из полярной системы в двухугловую в соответствии с формулами (2). После этого вычислялись угловые скорости и ускорения вращения звеньев конечности в плечевом и локтевом суставах. Такие расчеты выполнялись с помощью процедуры цифрового дифференцирования, перед которой данные подвергались цифровой фильтрации посредством фильтра Баттерворта четвертого порядка с частотой среза 10 Гц.

Внешние нагрузки, прикладываемые к сегментам конечности, рассчитывались исходя из декартовых координат РТ кисти руки. При этом использовались геометрические данные, описывающие взаимное расположение звеньев механического устройства. Так, для анализа вычислялись моменты сил относительно плечевого и локтевого суставов, а также сила, приложенная к каретке (РТ). Для этого вначале все внешние силы приводились к паре сил, приложенных к каретке, – нормальной и тангенциальной. Первая из них была направлена вдоль консоли, и направление к оси вращения консоли принималось положительным. Вторая была направлена перпендикулярно консоли, и положительным направлением выбиралось такое, при котором эта сила вращала бы консоль по часовой стрелке. Для расчета моментов внешних сил относительно осей суставов использовались следующие формулы:

$$\begin{aligned} M_1 &= F_\tau \cdot r \\ M_2 &= r_2 \cdot (F_n \cdot \sin(\alpha_1 + \alpha_2 - \theta) + F_\tau \cdot \cos(\alpha_1 + \alpha_2 - \theta)), \end{aligned} \quad (4)$$

где M_1 , M_2 – моменты сил (Н · м) относительно плеча и локтя соответственно; F_n – нормальная, F_τ –

тангенциальная силы (Н), приведенные к РТ каретки механического устройства; r – расстояние (м) от каретки до оси вращения консоли; r_2 – длина (м) предплечья; θ – угол (радианы) поворота консоли; α_1 и α_2 – углы (радианы) поворота плечевого и локтевого суставов соответственно.

Для оценки воздействия инерциальных сил на сегменты руки во время тестов использовались формулы, примененные в работе Вада и соавт. [1]. Расчеты показали, что, поскольку угловая скорость вращения сегментов руки была невысокой (порядка 10–15 град/с), инерциальные силы были в 15–20 раз меньше внешних сил; поэтому в анализе ЦМК их влияние могло не учитываться.

А. В. Горковенко¹

МЕТОДИКА АНАЛІЗУ ЦЕНТРАЛЬНИХ МОТОРНИХ КОМАНД ПРИ РЕАЛІЗАЦІЇ ДВОСУГЛОБОВИХ РУХІВ РУКИ ЛЮДИНИ

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

Резюме

У Додатку наведено більш детальне пояснення методики експериментів з дослідження центральних моторних команд при реалізації двосуглобових рухів руки людини – використаного механічного пристрою та математичного апарату для опису просторових характеристик двосуглобового руху руки в горизонтальній площині.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Y. Wada, Y. Kaneko, E. Nakanob, et al., “Quantitative examinations for multi joint arm trajectory planning using a robust calculation algorithm of the minimum commanded torque change trajectory,” *Neural Networks*, **14**, 381-393 (2001).