

А.А. ФРОЛОВ, Р.А. ПРОКОПЕНКО

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва

E-mail: aafrolov@mail.ru

**АДАПТИВНОЕ НЕЙРОСЕТЕВОЕ УПРАВЛЕНИЕ
АНТРОПОМОРФНЫМИ РОБОТАМИ
И МАНИПУЛЯТОРАМИ**

Аннотация

Описана нейросетевая модель двигательного обучения и управления. На основе нейрофизиологических данных эта модель включает взаимодействие мозжечка и сенсомоторной области новой коры. Основной особенностью модели является положение о том, что сигнал ошибки для обучения мозжечка прогнозируется уже при предъявлении цели, т.е. до того, как действительная ошибка движения может быть получена. Это обеспечивает согласование по времени сигнала ошибки и активности клеток Пуркинье мозжечка, которые ответственны за эту ошибку.

A.A. FROLOV, R.A. PROKOPENKO

Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology RAS, Moscow

E-mail: aafrolov@mail.ru

**ADAPTIVE NEURAL NETWORK CONTROL OF ANTHRO-
POMORPHIC ROBOTS AND MANIPULATORS**

Abstract

The model of cerebello-cortical interaction during motor learning is suggested. The model lies upon two main preliminaries: the equilibrium point theory and the theory of cerebellar learning developed by Marr, Albus and Ito. The main model peculiarity is the suggestion that the climbing fibre activities which supervise the cerebellar learning as error signals, may originate from the generation of the cerebral commands, before any errors in performance occurs, and thus early enough to provide cerebellar learning by errors.

Введение. Что такое антропоморфный робот

В широком смысле антропоморфные роботы и манипуляторы – это устройства, которые имитируют человека своими исполнительными органами и системой управления. Социальный заказ на такие роботы и манипуляторы в настоящее время в основном определяется проблемой оказания помощи больным с различными двигательными нарушениями. Например, это может быть манипулятор, имитирующий руку человека, прикрепленный к инвалидному креслу. При сохранении больным некоторых двигательных функций такой манипулятор преобразует малые движения человека (например, движения пальцев) в движения, характерные для движений руки. В более общем случае это может быть робот-нянька, выполняющий указания больного по его обслуживанию. Такие роботы и манипуляторы должны быть приспособлены для выполнения многих «простых» бытовых движений: открыть холодильник, налить стакан воды и напоить больного, переключить телевизионную программу с помощью дистанционного пульта, открыть банку консервным ножом и т.д. Все эти движения, элементарно выполняемые здоровым человеком, очень трудны для стандартных промышленных роботов и манипуляторов, приспособленных для выполнения ограниченного набора движений, необходимых для определенных производственных операций. Обычно эти роботы и манипуляторы выполняют движения, как раз отличные от естественных движений человека, чтобы облегчить его работу. Примером может быть вращательное движение схвата относительно манипулятора на много оборотов при завинчивании гайки.

Чтобы успешно выполнять функции няньки, антропоморфный робот должен выглядеть «дружелюбным» по отношению к человеку. Для этого он должен не только иметь механическую конструкцию, напоминающую тело человека, но и выполнять движения, похожие на движения человека. Это требует, чтобы он имитировал человека не только внешне, но и внутренним устройством. Поэтому, обсуждая проблему антропоморфных роботов и манипуляторов, необходимо затронуть три аспекта: механическую конструкцию, устройство силовых приводов и центральное управление. Нельзя обсуждать проблему центрального управления в отрыве от конструкции исполнительных органов, т.к. особенности центрального управления у человека и животных во многом обусловлены этой конструкцией.

Основной особенностью силовых приводов в живых системах является то, что 1) их жесткость относительно мала, 2) она управляема и зависит от

задачи и выполняемого движения и 3) в силовых приводах имеется довольно большая временная задержка (порядка нескольких десятков миллисекунд). Другими словами, силовые приводы имеют относительно малые коэффициенты обратной связи. Эти коэффициенты имеют центральное управление и в петле обратной связи каждого привода имеется довольно большая временная задержка. Малая жесткость силовых приводов обеспечивает мягкость удара о цель при ее достижении, мягкость схватывания, малость удара о неожиданное препятствие и т.д.

Способность центральной нервной системы управлять коэффициентами жесткости можно проиллюстрировать следующим примером. Представьте себе, что вы едете по железной дороге и вам необходимо держать в руке стакан с водой. Ваша рука постоянно подвергается случайным возмущениям, но распределение вязко-эластичных коэффициентов в суставах руки и плеча минимизирует движение руки относительно инерционной координатной системы, движущейся со средней скоростью поезда, предотвращая расплескивание воды. Представьте себе, что теперь рука находится в том же положении, но в ней находится пистолет, которым вы целитесь в неподвижную цель на стене вагона. В этой задаче распределение вязко-эластичных коэффициентов в суставах руки и плеча обеспечивает минимальное движение руки относительно вагона. Третья задача – вы держите руку в том же положении, но в руке книга, которую вы читаете. В этом случае это распределение вместе с вязко-эластичными параметрами шеи обеспечивает минимальное движение руки относительно головы.

Эти примеры показывают что у человека 1) центральная система двигательного управления контролирует положение рабочей точки (в приведенных примерах это конец руки), а не суставных углов; 2) это положение может задаваться в различных системах координат в зависимости от задачи; 3) оно задается как некоторое равновесное положение рабочей точки, отклонение от которого приводит к возникновению сил, возвращающих ее в это положение; 4) вязко-эластичные силы, действующие на рабочую точку, зависят от ее отклонения от равновесного положения в заданной системе координат; 5) это достигается распределением вязко-эластичных коэффициентов в суставах исполнительных органов, обеспечивающих данное положение рабочей точки. Схематически это иллюстрирует рис.1. Показано равновесное положение рабочей точки в некоторой системе координат, зависящей от задачи. Наличие вязко-эластичных сил иллюстрируется с помощью некоторой потенциальной ямы. Ее минимум соответствует равновесному положению рабочей точки. Если рабочая точка откло-

няется от положения равновесия, то возникает сила, возвращающая в это положение. Эта сила приблизительно пропорциональна отклонению от положения равновесия, вызванному динамическими возмущениями.

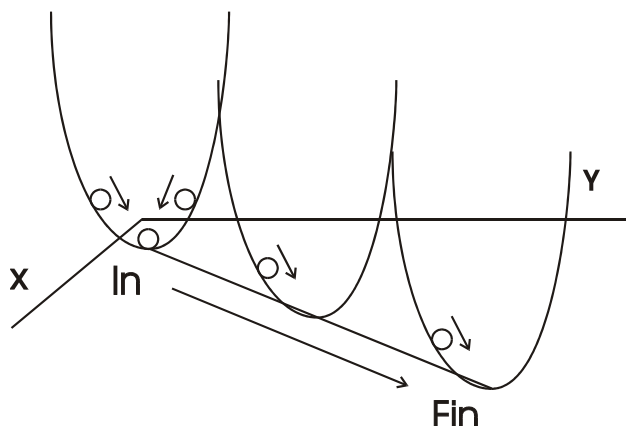


Рис.1. Схематическое представление управления по равновесной точке. Наличие вязко-эластичных сил показано в виде некоторой «энергетической ямы». При удержании неподвижной позы эти силы возвращают систему в положение равновесия при динамических возмущениях. При движении они сдвигают систему в сторону текущего квазиравновесного положения, преодолевая инерционные силы.

Приведенный пример касался управления неподвижной позой. Аналогично происходит управление целенаправленным движением. Рассмотрим, например, движение руки к неподвижной цели в выбранной системе координат. Оно планируется в виде перемещения *равновесного положения* рабочей точки в этой системе координат, а не в виде перемещения самой рабочей точки. Силы, обеспечивающие перемещение рабочей точки, в явном виде не планируются. Они зависят от отклонения мгновенного положения рабочей точки относительно ее мгновенного *равновесного* положения. Величины этих сил определяются распределением вязко-эластичных параметров суставов. Траектория равновесного положения рабочей точки планируется в виде прямой линии. Реальная ее траектория слегка отличается от прямой за счет динамических возмущений, создаваемых инерционными силами. Движение равновесного положения рабочей точки вдоль траектории существенно опережает ее реальное движение. Отклонение рабочей точки от равновесного положения определя-

ется соотношением инерционных и вязко-эластичных параметров исполнительного органа.

Существенное отличие управления движением от управления позой заключается в том, что динамические возмущения, создаваемые инерционными силами, прогнозируемы, в то время как при поддержании позы они случайны. Инерционные силы зависят от геометрической конструкции исполнительного органа и инерционных параметров его звеньев. В силу их определенности, вязко-эластичные параметры исполнительного органа могут предусматриваться на основе индивидуального опыта с учетом будущих динамических возмущений, вызванных инерционными силами. Проблема усложняется тем, что инерционные силы существенно зависят от направления движения рабочей точки. Например, они значительно больше при движении руки влево – вправо или вверх – вниз, чем при ее движении вперед – назад. Поэтому распределение вязко-эластичных параметров суставов руки должно быть согласовано с планируемым направлением движения рабочей точки. Это еще раз иллюстрирует, что особенности двигательного управления в живых системах и в общем, и в деталях согласованы с биомеханической конструкцией исполнительных органов.

В настоящей лекции особенности центрального управления движением в основном объясняются на примере движения руки. Поэтому она начинается с описания биомеханической конструкции руки человека и с описания ее нервно-мышечного аппарата, выполняющего функции силового привода.

Биомеханические параметры руки человека

Рука человека обычно представляется (рис.2) в виде 17 звеньев, соединенными 18 суставами с 27 степенями свободы: 3 в плечевом суставе (приведение – отведение, сгибание – разгибание и вращение внутрь – наружу), 2 в локтевом суставе (сгибание – разгибание и пронация – супинация), 2 в лучезапястном суставе (сгибание – разгибание и приведение – отведение) и по 4 степени свободы на каждый палец. Наиболее полно анатомическая конструкция руки с указанием стандартных антропометрических параметров приведена в статье (Viryukova, Yougovskaya, 1994). Каждое звено руки достаточно точно может быть представлено как твердое тело. Точность этого приближения определяется как особенностями костного аппарата каждого звена, так и особенностями костно-мышечных соединений. Например, предплечье состоит из 2 костей (лучевой и локтевой), которые смещаются друг относительно друга, особенно значительно при пронации – супинации.

Запястье содержит 8 костей, которые существенно смещаются друг относительно друга при обоих движениях в лучезапястном суставе. Например, при сгибании поворот костей запястья относительно лучевой кости составляет примерно столько же, сколько поворот пястных костей относительно костей запястья. Кроме того, во время движения масса мышц перераспределяется относительно костей, что создает дополнительные ошибки приближения твердых тел.

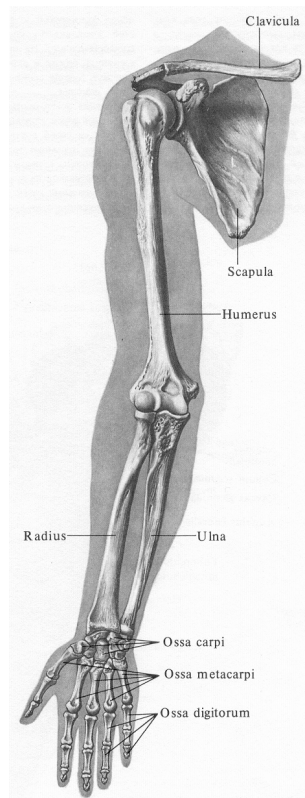


Рис.2. Кости верхней конечности правой руки, вид спереди (Синельников 1989).

Относительное движение костей в суставах определяется особенностями артикуляционных поверхностей. Движение в плечевом суставе достаточно точно моделируется шаровым шарниром. Смещение центра головки плечевой кости относительно лопаточной впадины составляет менее 1 см во всем физиологическом диапазоне движений (Veeger et al. 1997). Локтевой и лучезапястный сустав могут быть достаточно точно представлены в виде шарнира, у которого оси скрещиваются (т.е. не пересекаются) и неортогональны (skew-oblique шарнир). В локтевом суставе расстояние между осями сгибания – разгибания и пронации – супинации составляет у разных людей от 0.3 до 1.3 см и угол между ними составляет от 83 до 100 градусов. В лучезапястном суставе расстояние между осями сгибания – разгибания и приведения – отведения составляет от 0.1 до 0.4 см и угол между ними составляет от 65 до 94 градусов (Viryukova et al., 2000; Prokopenko et al., 2001). Такое представление плечевого, локтевого и лучезапястного суставов обеспечивает точность задания координат руки в среднем 0.6 см и задания пространственной ориентации ее звеньев – 7 градусов. В целом оси вращения в локтевом и лучезапястном суставах близки к ортогональным. Задание этих осей пересекающимися и ортогональными увеличивает ошибки задания координат и ориентации звеньев лишь в 1.5 раза (Prokopenko et al., 2001).

Динамику движения руки человека как системы твердых тел можно описать с помощью уравнений Лагранжа. Далее для простоты мы ограничиваемся описанием руки с двумя степенями свободы, движущейся в горизонтальной плоскости (рис. 3).

В этом случае рассматриваются только движения сгибания – разгибания в плечевом и локтевом суставах. Тогда система уравнений Лагранжа имеет следующий вид:

$$I(\theta) d^2\theta/dt^2 + C(\theta, d\theta/dt) d\theta/dt = T \quad (1)$$

Здесь θ – вектор суставных углов (θ_1 – угол сгибания–разгибания в плечевом, θ_2 – в локтевом суставе), I – инерционная матрица, C – матрица центробежных и кориолисовых сил, T – вектор моментов мышечных сил. Матрицы I и C зависят от антропометрических параметров: масс плеча и предплечья m_1 и m_2 , их длин L_1 и L_2 , их моментов инерции относительно

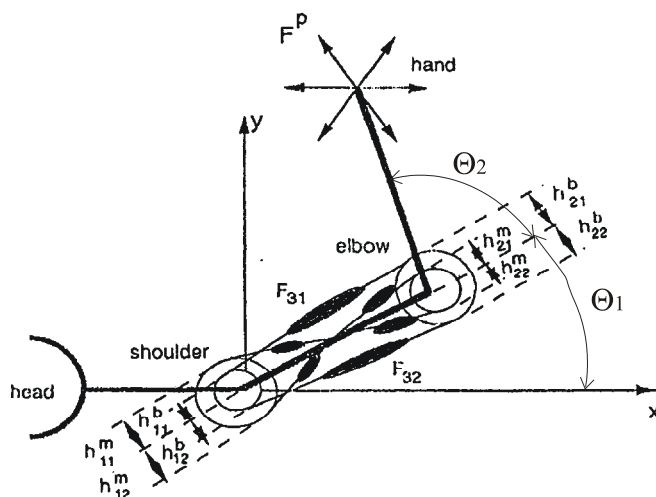


Рис.3. Модель руки человека, совершающего движения в горизонтальной плоскости на уровне плеча. Показаны 4 моноартикулярных и 2 биартикулярных мышцы. Рука при движении подвергается кратким динамическим возмущениям в разных направлениях.

плечевого и локтевого суставов I_1 и I_2 и расстояний от их центров масс до соответствующих суставов L_{c1} и L_{c2} . Коэффициенты матриц I и C могут быть выражены только через три независимых антропометрических параметра (Gomi and Kawato, 1997)

$$z_1 = I_1 + I_2 + m_2 L_1^2, z_2 = m_2 L_1 L_{c2}, z_3 = I_2,$$

тогда

$$I_{11} = z_1 + 2 z_2 \cos \theta_2, I_{12} = z_3 + z_2 \cos \theta_2, \\ I_{21} = I_{12}, I_{22} = z_3,$$

$$C_{11} = -z_2 \theta_2 \sin \theta_2, C_{12} = -z_3 \sin \theta_2 (\theta_1 + \theta_2), \\ C_{21} = z_2 \theta_1 \sin \theta_2, C_{22} = 0.$$

«Стандартные» антропометрические параметры, полученные усреднением по нескольким испытуемым, приведены ниже. Они даны в международной системе единиц (метр – килограмм – секунда).

$$m_1 = 2.1, m_2 = 1.65, L_1 = 0.34, L_2 = 0.46, L_{c1} = 0.15, L_{c2} = 0.19,$$

$$I_1 = 0.062, I_2 = 0.082, z_1 = 0.034, z_2 = 0.107, z_3 = 0.082.$$

Коэффициенты инерционной матрицы зависят от угла в плечевом суставе, однако при любых значениях угла коэффициент I_{11} , определяющий инерцию руки при изменении угла в плечевом суставе значительно больше коэффициента I_{22} , определяющего инерцию руки при изменении угла в локтевом суставе, т.е. инерция руки при ее движении влево – вправо много больше, чем при движении вперед – назад.

Нервно – мышечный аппарат

Рука человека содержит около 40 мышц. Однако движение руки в горизонтальной плоскости осуществляется в основном 6 мышцами: сгибателем и разгибателем плечевого сустава – большой грудной и дельтовидной мышцами, сгибателем и разгибателем локтевого сустава – длинной головкой бицепса и латеральной головкой трицепса и биартикулярными сгибателем и разгибателем – короткой головкой бицепса и длинной головкой трицепса. Тогда моменты мышечных сил в плечевом и локтевом суставах задаются уравнениями:

$$\begin{aligned} T_1 &= h_{11}^m F_{11} - h_{12}^m F_{12} + h_{11}^b F_{31} - h_{12}^b F_{32}, \\ T_2 &= h_{12}^m F_{21} - h_{22}^m F_{22} + h_{21}^b F_{31} - h_{22}^b F_{32}, \end{aligned}$$

где F_{ij} – мышечные силы ($i = 1$ для моноартикулярных мышц в плечевом суставе, $i = 2$ для моноартикулярных мышц в локтевом суставе, $i = 3$ для биартикулярных мышц, $j = 1$ для сгибателей и $j = 2$ для разгибателей), h_{ij}^m и h_{ij}^b – плечи мышечных сил для моно- и биартикулярных сил (рис.3).

Модель нервно-мышечного аппарата для одной мышцы показана на рис.4. Хотя эта модель игнорирует многие хорошо известные свойства нервно-мышечного аппарата, она представляется разумным компромиссом между точностью и сложностью его описания (Winters and Stark, 1987; Gribble et al., 1988; Frolov et al., 2000). Модель содержит 1) пул аль-

фа-мотонейронов, имеющих входы от супраспинального уровня E^{ss} и от петли рефлекса на растяжение E^{sr} ; 2) экстафузальные мышечные волокна, которые производят мышечные силы и 3) интрафузальные мышечные волокна, которые содержат сенсоры, дающие сигналы для петли рефлекса на растяжение о текущей длине мышцы и скорости ее изменения.

Экстафузальное мышечное волокно содержит, в свою очередь, три элемента: сократильный элемент (СЕ), который возбуждается альфа-мотонейронами, последовательный элемент (СЕ), который последовательно соединен с сократильным элементом и пассивный элемент (РЕ), который соединен параллельно с СЕ и СЕ.

Суммарное возбуждение альфа-мотонейронов E складывается из супраспинального сигнала E^{ss} и сигнала петли рефлекса на растяжение E^{sr} . Для каждой мышцы оно может быть представлено в виде:

$$E = [E_{ij}^{ss} + E_{ij}^{sr} - E_{thr}]^+,$$

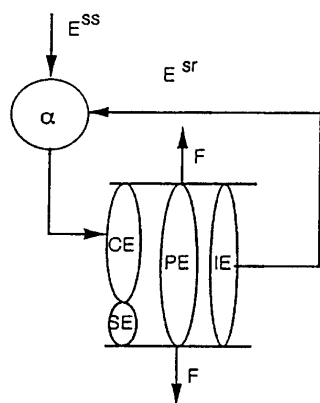


Рис.4. Модель генерации мышечной силы F . E^{ss} – супраспинальный вход к альфа-мотонейронам, E^{sr} – вход от петли рефлекса на растяжение. СЕ, СЕ и РЕ – соответственно, сократильный, последовательный пассивный и параллельный пассивный элементы. ИЕ – интрафузальный сенсорный элемент.

где E_{thr} – некоторый порог возбуждения альфа-мотонейронов и $[x]^+ = 0$, если $x < 0$ и $[x]^+ = x$, если $x > 0$.

Сигнал петли рефлекса на растяжение E_{ij}^{sr} для моноартикулярных мышц ($i \leq 2$) в простейшем линейном случае имеет вид:

$$E_{ij}^{sr}(t) = (-1)^j h_{ij}^{mr} [\theta_i(t - \tau_{del}) + \mu \frac{d}{dt} \theta_i(t - \tau_{del})]^+,$$

где первый член соответствует статическому компоненту активности интрафузального сенсора, а второй член – динамическому компоненту, τ_{del} – задержка в петле рефлекса на растяжение, определяемая скоростью про-

ведения сигнала по нервным волокнам и расстоянием от мышцы до альфа-мотонейрона. Для руки эта задержка составляет примерно 25–30 мсек.

Знак E_{ij}^{sf} соответствует увеличению сигнала в петле рефлекса на растяжение для сгибателей ($j = 1$) и уменьшению сигнала в петле разгибателей ($j = 2$) при разгибании (когда угол в суставе уменьшается).

Аналогично задается сигнал петли на растяжение для биартикулярных мышц:

$$E_{3j}^{sf}(t) = (-1)^j [h_{i1}^b \{\theta_1(t - \tau_{del}) + \mu d/dt \theta_1(t - \tau_{del})\} + h_{i2}^b \{\theta_2(t - \tau_{del}) + \mu d/dt \theta_2(t - \tau_{del})\}]^+$$

Активность G_{ij} пула альфа-мотонейронов для каждой мышцы экспоненциально зависит от его суммарного возбуждения E_{ij} :

$$G_{ij} = \rho_{ij} [\exp(\alpha E_{ij}) - 1]^+,$$

где ρ_{ij} – коэффициент, который определяет способность мышцы создавать усилие. Коэффициент α определяет рекрутирование нейронов альфа-мотонейронного пула в создание общего возбуждения экстрафузальных мышечных волокон. Известно, что порог возбуждения мотонейронов обратно пропорционален их размеру. Таким образом первыми возбуждаются малые альфа-мотонейроны, и только при увеличении возбуждающего сигнала активируются нейроны, большего размера. Тем самым, коэффициент α фактически зависит от распределения альфа-мотонейронов по размеру.

Активность G_{ij} альфа-мотонейронного пула определяет активность N_{ij} контрактильного элемента:

$$\tau^2 d^2 N_{ij}/dt^2 + 2\tau dN_{ij}/dt + N_{ij} = G_{ij},$$

где постоянная времени $\tau \approx 15$ мсек определяет скорость синаптического возбуждения мышечных волокон и скорость входа ионов кальция внутрь волокна при его возбуждении. Увеличение концентрации ионов кальция приводит к активации актино-миозиновых мостиков, которая и вызывает сокращение волокон контрактильного элемента. Сила, создаваемая при таком сокращении, определяется законом Хилла:

$$F_{ij}^{CE} = N_{ij}(dl_{ij}^{CE}/dt), \quad (2)$$

где l_{ij}^{CE} – длина контракильного элемента. Имеющиеся экспериментальные данные достаточно хорошо описываются функцией $H(x)$, имеющей вид логистической зависимости (Gribble et al., 1998):

$$H(x) = f_1 + f_2 \arctan (f_3 + f_4 x).$$

В этой формуле только коэффициенты f_3 и f_4 независимы. Коэффициент f_3 определяет степень симметрии функции относительно изменения знака аргумента, а коэффициент f_4 ее крутизну. Два других коэффициента находятся из условий: $H(0) = 1$ и $H(x) \rightarrow 0$, когда $x \rightarrow -\infty$.

Для моноартикулярных мышц ($i \leq 2$):

$$l_{ij}^{CE} = l_{ij}^0 - l_{ij}^{SE} + (-1)^{j-1} h_{ij}^m \theta_j,$$

где l_{ij}^0 – некоторая постоянная опорная длина мышцы, а l_{ij}^{SE} – длина последовательного элемента. Аналогично для биартикулярных мышц:

$$l_{3j}^{CE} = l_{3j}^0 - l_{3j}^{SE} + (-1)^{j-1} (h_{1j}^b \theta_1 + h_{2j}^b \theta_2).$$

Сила, производимая пассивным последовательным элементом экспоненциально зависит от его длины (Winters and Stark, 1987):

$$F_{ij}^{SE} = r_{ij} [\exp (\beta l_{ij}^{SE}) - 1]^+, \quad (3)$$

где коэффициенты r_{ij} и β определяют упругие свойства последовательного элемента.

Имея в виду, что элементы CE и SE соединены последовательно и поэтому $F_{ij}^{SE} = F_{ij}^{CE}$, изменение длины последовательного элемента l_{ij}^{SE} может быть описано нелинейным дифференциальным уравнением. Например для моноартикулярных мышц:

$$N_{ij}(dl_{ij}^{SE}/dt + (-1)^j h_{ij}^m d\theta_j/dt) = r_{ij} [\exp (\beta l_{ij}^{SE}) - 1]^+$$

Соответственно, активная мышечная сила, производимая за счет ее сокращения, может быть найдена из уравнения (2) или (3): $F_{ij}^a = F_{ij}^{CE} = F_{ij}^{SE}$.

Таким образом, каждая из шести мышц описывается одним линейным дифференциальным уравнением второго порядка для активности контрактильного элемента N_{ij} и одним нелинейным дифференциальным уравнением первого порядка для длины последовательного элемента l_{ij}^{SE} . Добавив два дифференциальных уравнения Лагранжа (1) для углов θ_1 и θ_2 , получим, что полная модель движения руки включает восемь дифференциальных уравнений второго порядка и шесть дифференциальных уравнений первого порядка.

Сила, создаваемая параллельным пассивным элементом, достаточно точно описывается с помощью модели линейной пружины:

$$F_{ij}^p = S_{ij}^p [(-1)^{j-1} h_{ij}^m (\theta_i - \theta_i^r)]^+$$

для моноартикулярных мышц и

$$F_{3j}^p = S_{3j}^p [(-1)^{j-1} \{h_{j1}^b (\theta_1 - \theta_1^r) + h_{j2}^b (\theta_2 - \theta_2^r)\}]^+$$

для биартикулярных мышц. Здесь S_{ij}^p – пассивные коэффициенты жесткости, а θ_i^r углы покоя соответствующих линейных пружин. Полная сила мышцы задается уравнением $F_{ij} = F_{ij}^a + F_{ij}^p$.

Коэффициенты ρ_{ij} , r_{ij} и S_{ij}^p , определяющие способность мышцы производить усилие, обычно полагаются пропорциональными площади поперечного сечения мышцы. Тем самым, полагается, что $r_{ij} = K^{SE} \rho_{ij}$, $S_{ij}^p = K^{PE} \rho_{ij}$.

«Стандартные» параметры мышц (Frolov et al., 2000) приведены ниже. Как и антропометрические параметры, они даны в международной системе единиц (метр – килограмм – секунда).

$$\rho_{11} = 6.8, \rho_{12} = 11, \rho_{21} = 3.6, \rho_{22} = 6, \rho_{31} = 2.1, \rho_{32} = 6.7,$$

$$h_{11}^m = 0.03, h_{12}^m = 0.04, h_{21}^m = 0.04, h_{22}^m = 0.02,$$

$$h_{11}^b = 0.05, h_{12}^b = 0.04, h_{21}^b = 0.05, h_{22}^b = 0.02,$$

$$\theta_1^r = \pi/4, \theta_2^r = \pi/2, \alpha = 112, \beta = 100, K^{PE} = 17.3, K^{SE} = 60,$$

$$\tau_{del} = 0.025, \tau = 0.015, f_3 = 0.6, f_4 = 20, \mu = 0.15.$$

Теория равновесной точки

Внешними входами в систему уравнений, описывающих движение руки, являются супраспинальные команды к каждой мышце E_{ij}^{SS} . В лямбда-версии теории равновесной точки (Feldman, 1986) супраспинальная команда представляется в виде

$$E_{ij}^{SS} = E_{thr} - \lambda_{ij},$$

где λ_{ij} равно длине мышцы, при которой происходит активация альфамотонейронов за счет петли рефлекса на растяжение при статических условиях. Шесть компонент λ_{ij} для шести мышц образуют вектор управляющей команды λ . При отсутствии внешних сил этот вектор однозначно определяет равновесное положение руки (равновесные значения суставных углов). В противоположность этому, заданное положение руки может обеспечиваться бесконечным набором управляющих сигналов λ_{ij} , т.к. число мышц превосходит число степеней свободы руки. Например, сдвиг всех значений λ_{ij} в одном направлении может производить напряжение всех мышц без изменения положения руки. Как выбирается набор значений λ_{ij} для задания некоторого положения руки, будет рассмотрено позже в разделе «Зрительно-моторное преобразование».

Сдвиг λ_{ij} для мышц – антагонистов в противоположном направлении обеспечивает движение руки от статического положения, соответствующего начальному вектору λ^{in} , в положение, соответствующее конечному вектору λ^{fin} . Траектории перемещения λ в сигнальном пространстве соответствует траектория перемещений равновесного положения руки в рабочем пространстве. В теории равновесной точки предполагается, что при движении к неподвижной цели это перемещение происходит вдоль прямой линии. Тогда перемещение λ в сигнальном пространстве происходит вдоль некоторой криволинейной траектории.

Таким образом, теория равновесной точки предполагает, что центральная нервная система при планировании движений должна принимать во внимание только статические свойства нервно-мышечного аппарата. Переход от начального к конечному положению руки обеспечивается простым (линейным) сдвигом ее равновесного положения. Управляющая система должна поэтому решить только обратную статическую проблему управления: по заданной равновесной траектории рабочей точки найти

траекторию управляющего сигнала, обеспечивающего равновесные (статические) положения руки вдоль этой траектории. Тем самым, предполагается, что центральная нервная система имеет внутреннее представление (внутреннюю модель) исполнительного органа, включая его геометрию и свойства нервно-мышечного аппарата, но эта внутренняя модель – *статическая*. Как подчеркивалось многими авторами (Feldman 1986; Flanagan et al. 1992; Feldman and Levin 1993; Gribble et al. 1998; Frolov et al. 2000) решение статической обратной задачи и особенно формирование статической внутренней модели исполнительного органа является гораздо более простой задачей, чем решение динамической обратной задачи и, соответственно, формирование динамической внутренней модели.

Гипотеза о том, что управляющий сигнал устанавливается с помощью решения обратной *динамической* проблемы наиболее последовательно отстаивается Кавато с соавторами (например, Kawato et al. 1987). Эта точка зрения предполагает, что центральная нервная система содержит внутреннюю модель исполнительного органа, которая учитывает не только его статические, но и динамические параметры, включая инерцию его звеньев, задержки в петле рефлекса на растяжение, динамику входа в мышечное волокно ионов кальция, зависимость силы мышцы от скорости изменения ее длины (закон Хилла) и т.д. Эта точка зрения основана на результатах численного моделирования движения двухзвенной модели руки к неподвижной цели в горизонтальной плоскости при использовании линейной пружинной модели нервно-мышечного аппарата (Katayama and Kawato 1993). В этих расчетах было показано, что равновесная траектория руки сильно отличается от ее реальной траектории, если вязко-эластичные характеристики нервно-мышечного аппарата находятся в физиологическом диапазоне. Этот же результат был получен в экспериментах Гоми и Кавато (Gomi and Kawato 1996, 1997), которые рассчитали равновесную траекторию руки с использованием вязко-эластичных характеристик, полученных экспериментально. Эти результаты показывают, что центральная управляющая система должна планировать сложную равновесную траекторию руки (с учетом динамических характеристик исполнительного органа) и тем самым решать обратную задачу динамики для того чтобы получить простую (близкую к прямой линии) реальную ее траекторию. Однако численные эксперименты, проведенные в работах (Flanagan et al. 1993; Gribble et al. 1998), подтвердили адекватность теории равновесной точки в том смысле, что равновесная и реальная траектории были близки. В этих работах результаты Кавато и соавторов объясняются тем, что они использовали для расчетов простейшую линейную модель нервно-

мышечного аппарата, в то время как в работах (Flanagan et al. 1993; Gribble et al. 1998) использовалась более точная нелинейная модель, аналогичная описанной выше.

Непригодность линейной пружинной модели для описания реальных свойств нервно-мышечного аппарата была подчеркнута еще в работе (Winters and Stark 1987). Линейная модель оперирует с такими обобщенными параметрами, как коэффициенты жесткости и вязкости, которые только косвенно отражают описанную выше способность мышц создавать усилия. Поэтому линейная модель не может быть использована для всего круга задач, связанных с изучением этой способности. Винтерз и Старк назвали попытку линейного моделирования нервно-мышечного аппарата не более, чем «игрой в интерполяцию». Однако в работе (Frolov et al. 2000) было показано, что при достаточно плавных естественных движениях руки (при наличии большой инерции ее звеньев) линейная пружинная модель все-таки пригодна. Единственным важным фактором для увеличения ее точности является учет временной задержки. Этот вывод делает реальной возможность экспериментальной проверки теории равновесной точки при движениях руки в разных направлениях. Ясно, что все описанные выше параметры нервно-мышечного аппарата были получены с помощью специальных нейрофизиологических экспериментов на животных. В экспериментах на человеке при совершении им произвольных движений можно измерить только обобщенные характеристики нервно-мышечного аппарата типа коэффициентов жесткости и вязкости.

Линейная модель нервно-мышечного аппарата

Простейшим способом для описания способности нервно-мышечного аппарата стабилизировать руку в некотором положении θ^{eq} является использование линейной пружинной модели с временной задержкой:

$$\mathbf{T}(t) = \mathbf{S}[\theta^{eq} - \theta(t - \tau)] - \mathbf{V}\dot{\theta}(t - \tau), \quad (4)$$

где \mathbf{S} и \mathbf{V} – матрицы жесткости и вязкости, соответственно. Эти матрицы, как уже указывалось, являются виртуальными в описанной выше модели нервно-мышечного аппарата и только косвенно отражают его реальные параметры, однако именно они доступны для оценки при произвольных движениях человека. Экспериментальная процедура заключается в приложении к руке кратких случайных динамических возмущений в различ-

ных направлениях и измерении отдачи руки в ответ на эти возмущения. Так как возмущение краткое и случайное, то разумно предположить, что за время возмущения человек не производит центральной коррекции, заключающейся в изменении управляющего сигнала λ и, соответственно, в изменении θ^{eq} . Тогда решая прямую задачу динамики (приведенные выше уравнения Лагранжа) с использованием пружинной модели (4), можно подобрать коэффициенты жесткости и вязкости, минимизирующие отличие расчетных и экспериментальных данных. Следует заметить, что возмущения необходимо давать в нескольких направлениях и коэффициенты жесткости и вязкости необходимо искать, минимизируя ошибку сразу по нескольким направлениям, иначе регрессионная модель является вырожденной.

Для проверки точности такого подхода к оценке вязко-эластичных параметров нервно-мышечного аппарата можно использовать описанную выше его более полную модель. Хотя эта модель не содержит коэффициентов жесткости и вязкости в явном виде, она позволяет получить в качестве реперных значений *статические* коэффициенты жесткости, которые могут сравниваться с коэффициентами, полученными методом кратких возмущений.

На рис.5 приведены величины статических силовых моментов, производимых шестью мышцами при двух различных уровнях их коактивации C в зависимости от суставных углов. Уровень коактивации определяется как сумма всех мышечных сил в состоянии равновесия и измеряется в ньютонах. Равновесные значения углов в плечевом и локтевом суставах (когда суммарные моменты равны нулю) взяты, соответственно, $\theta_1 = 1.2$ и $\theta_2 = 1.4$. Эти углы соответствуют некоторому среднему положению правой руки на 0.6 м вперед и на 0.2 м влево от правого плеча.

Суставная жесткость определяется как отношение изменения силового момента к изменению суставного угла, т.е. как тангенс угла наклона касательной к суммарному силовому моменту. Моменты, производимые отдельными мышцами, нелинейно зависят от суставных углов, в то время как суммарный момент изменяется по линейному закону в довольно большом их диапазоне: суммарные моменты совпадают с касательными, проведенными в точках равновесия. Тангенсы углов наклона этих касательных дают: $S_{11} = 8.74$, $S_{12} = S_{21} = 1.25$, $S_{22} = 3.23$ при $C = 50$ и $S_{11} = 27.47$, $S_{12} = S_{21} = 2.43$, $S_{22} = 9.97$ при $C = 250$. Заметьте, что недиагональные коэффициенты жесткости равны, т.к. они обеспечиваются вкладом одних и тех же биартикулярных мышц. Заметьте также, что коактивация мышц существенно увеличивает коэффициенты жесткости в положении равно-

весия, т.к. равновесный угол приходится при увеличении коактивации на тот участок зависимости $T(\theta)$ для каждой мышцы, где эта зависимость становится круче. Таким образом, коактивация мышц-антагонистов является эффективным способом увеличения суставной жесткости.

Оценка коэффициентов жесткости методом динамических возмущений дает: $S_{11} = 8.78$, $S_{12} = S_{21} = 1.48$, $S_{22} = 3.49$ при $C = 50$ и $S_{11} = 27.35$, $S_{12} = S_{21} = 2.62$, $S_{22} = 10.19$ при $C = 250$. Возмущения имитировались приложением силы 0.1 н к руке в течение 0.28 сек (0.14 сек для силы в одном и 0.14 сек в противоположном направлении). Всего силы прикладывались в шести равноотстоящих направлениях. Для поиска оптимальных значений вязко-эластичных параметров использовались участки решений уравнений Лагранжа для полной и линейной моделей длительностью 0.28 сек после возмущений.

Сравнение полученных коэффициентов жесткости с их статическими значениями показывает хорошее совпадение. Однако это совпадение достигается только при использовании задержки в пружинной модели $\tau=0.04$ сек. При игнорировании временной задержки ошибки в оценке коэффициентов жесткости были в несколько раз больше. Интересно, что оптимальная временная задержка в линейной модели (которая обеспечивает минимальное рассогласование данных, полученных по полной и линейной моделям) складывается из собственно задержки в петле рефлекса на растяжение (0.025 сек) и задержки кальциевой кинетики (0.015 сек). Несмотря на столь различное описание этих задержек в полной модели, их вклад в эквивалентную пружинную модель подчиняется простому принципу суперпозиции.

Кроме коэффициентов жесткости, методом динамических возмущений удается получить и значения коэффициентов вязкости. При оптимальной временной задержке $\tau=0.04$ сек: $V_{11} = 1.4$, $V_{12} = V_{21} = 0.2$, $V_{22} = 0.5$ при $C = 50$. При увеличении уровня коактивации мышц-антагонистов они увеличиваются приблизительно пропорционально коэффициентам жесткости. Если временная задержка в линейной модели игнорируется, то коэффициенты вязкости сильно недооцениваются. При некоторых уровнях коактивации они получаются даже отрицательными. Таким образом, учет временной задержки в линейной модели более важен для правильной оценки коэффициентов вязкости, чем учет коэффициентов жесткости.

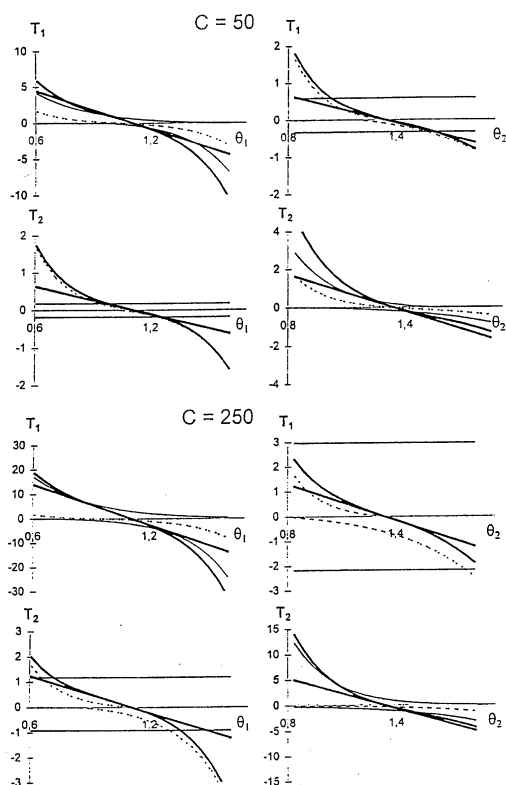


Рис. 5. Статические моменты мышечных сил для двух уровней коактивации $C=50$ (верхняя половина рисунка) и $C=250$ (нижняя половина рисунка). Показаны суммарные силовые моменты (толстые кривые линии) и их линейные аппроксимации (толстые прямые линии), моменты, производимые моноартикулярными мышцами (тонкие сплошные линии), и моменты, производимые биартикулярными мышцами (тонкие штриховые линии).

Методом динамических возмущений можно также оценить коэффициенты жесткости и вязкости при движении руки, а не только при удержании ее неподвижного положения. Идея такой оценки основана на том же разумном допущении, что при коротких случайных возмущениях центральная управляющая система не успевает произвести коррекцию управляющего сигнала λ , и он при внешнем возмущении продолжает изменяться так же, как без возмущения. Тогда отклик на возмущение (т.е. отличие

возмущенного движения от невозмущенного) будет задаваться той же регрессионной моделью (4), где θ^{eq} следует положить равным нулю.

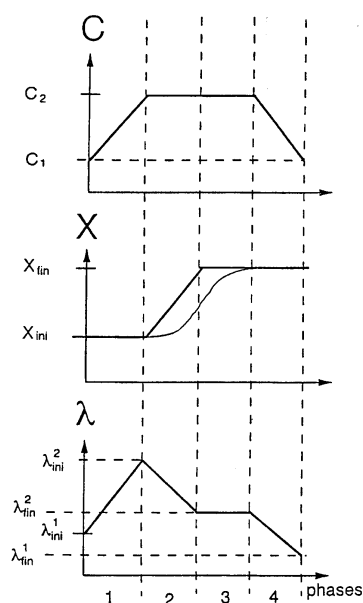


Рис.6. Схематическое представление для четырех фаз изменения управляющего сигнала λ (нижний рисунок). В первой фазе изменяется уровень коактивации при неподвижной руке, во второй фазе производится сдвиг равновесной точки при постоянном уровне коактивации, в третьей фазе движение происходит при постоянном управляющем сигнале и в четвертой фазе уровень коактивации уменьшается до уровня покоя после завершения движения.

Общепринято, что при движении к цели жесткость и вязкость суставов больше, чем при удержании неподвижного положения. Увеличение этих параметров, как уже указывалось, достигается коактивацией мышц-антагонистов. Поэтому схематически ход центральной команды при движении к цели можно представить, как показано на рис.6. Движению предшествует команда коактивации мышц, при этом управляющий сигнал λ изменяется от начального значения λ^1_{in} , соответствующего некоторому низкому уровню коактивации до значения λ^2_{in} , соответствующего некоторому высокому уровню коактивации (интервал 1 на рис.6). Затем инициализируется движение изменением равновесного положения рабочей точки без изменения уровня коактивации, при этом управляющий сигнал изменяется от значения λ^2_{in} , соответствующего начальному положению руки при высоком уровне коактивации, до значения λ^2_{fin} , соответствующего конечному положению руки при высоком уровне активации (интервал 2 на рис.6). На интервале 3 управляющий сигнал фиксирован, что обеспечивает реальное достижение рукой конечного положения и ее стабилиза-

цию в этом положении. На интервале 4 коактивация мышц-антагонистов уменьшается до некоторого низкого уровня, соответствующего удержанию неподвижного конечного положения.

На рис.7 показано, как изменяются статические коэффициенты жесткости при таком изменении управляющего сигнала при движении правой руки слева направо из положения 0.6 м впереди и 0.2 м левее правого плеча в положение 0.6 м впереди 0.2 м правее правого плеча. Статические коэффициенты жесткости находились так же, как было описано ранее для фиксированных значений равновесных суставных углов (рис.4), но теперь в качестве таких равновесных углов использовались все промежуточные значения суставных углов на равновесной траектории. Эти статические коэффициенты жесткости показаны толстыми линиями. Их оценки, полученные методом динамических возмущений при оптимальной задержке $\tau = 0.04$ сек, показаны толстыми линиями с точками, а их оценки, полученные при нулевой задержке, показаны тонкими линиями с точками.

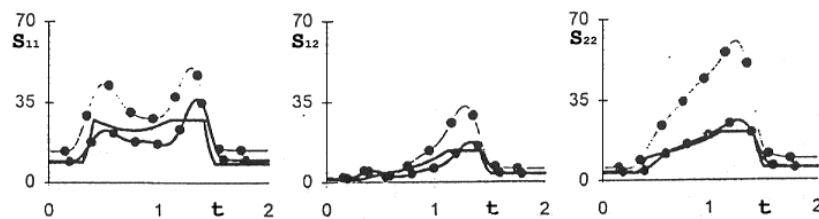


Рис.7. Изменение коэффициентов жесткости в зависимости от времени при движении руки слева-направо. Толстые линии без точек – статические коэффициенты, толстые линии с точками – коэффициенты, рассчитанные методом динамических возмущений при $\tau = 0.04$, тонкие линии с точками – при $\tau = 0$.

Видно, что метод возмущений дает хорошее совпадение со статическими значениями при оптимальной задержке, в то время как при нулевой задержке совпадение гораздо хуже. Еще большие отличия получаются при учете и игнорировании задержки для коэффициентов вязкости (Frolov et al. 2000). Полученные значения коэффициентов жесткости согласуются с экспериментальными значениями, полученными в работах (Gomi and Kawato 1996, 1997).

На рис.8 показано изменение равновесного положения руки, а также реального ее положения, рассчитанного по полной модели (толстая линия с точками) и по линейной модели с оптимальной временной задержкой. Видно, что линейная модель дает достаточно точное описание движения. Положение руки, рассчитанное по линейной модели, отличается от рас-

считанного по полной модели только на небольшом конечном участке движения. Полная модель обеспечивает лучшую стабилизацию руки в конечном положении. Рис.8 показывает также, что между реальным и равновесным положениями руки существует задержка примерно 0.2 сек, т.е. при значении коэффициентов жесткости в физиологическом диапазоне действительно имеется большое различие между реальным и равновесным положениями руки, как это было отмечено Кавато с соавторами, но это различие наблюдается только вдоль траектории. Поэтому несмотря на различие мгновенных положений, траектории совпадают. В следующем разделе объясняется, как может достигаться совпадение траекторий при относительно малых коэффициентах жесткости, когда мгновенные равновесные и реальные положения руки сильно различаются.

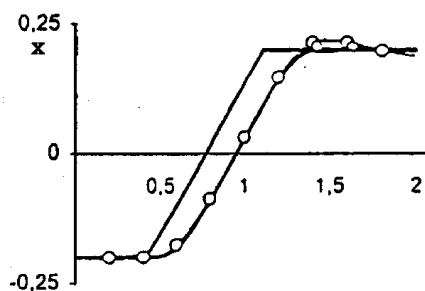


Рис.8. Изменение по времени равновесного положения рабочей точки (толстая линия без точек), ее реального положения, рассчитанного по полной нелинейной модели (толстая линия с точками) и ее реального положения, рассчитанного по линейной модели при $\tau = 0.04$.

Собственные векторы матриц жесткости и инерции

Для пояснения, как достигается совпадение реальной и равновесной траекторий, рассмотрим уравнение движения руки в линейном приближении:

$$I d^2 \theta / dt^2 + S \theta(t - \tau) + V d \theta / dt(t - \tau) = S \theta^{eq}(t),$$

где I , S и V матрицы с постоянными коэффициентами, соответствующие некоторому среднему положению руки при движении к цели. В линейном приближении прямолинейной траектории движения руки в рабочем пространстве соответствует прямолинейная траектория в пространстве углов.

Пусть в пространстве углов направление движения задается вектором \mathbf{d} , а временной ход движения вдоль траектории скалярной переменной $\xi(t/T)$, т.е. изменение углов задается уравнением $\Delta\theta(t) = \mathbf{d}\xi(t/T)$, где T – характерное время движения. Тогда изменение равновесного угла, обеспечивающего движение по прямолинейной траектории, должно удовлетворять уравнению

$$\Delta\theta^{\text{eq}}(t) = \mathbf{d}_1 d^2 \xi/dt^2(t/T) + \mathbf{d} \xi((t-\tau)/T) + \mathbf{d}_2 d \xi/dt((t-\tau)/T),$$

где $\mathbf{d}_1 = \mathbf{S}^{-1} \mathbf{I} d/T^2$ и $\mathbf{d}_2 = \mathbf{S}^{-1} \mathbf{V} d/T$. Таким образом $\Delta\theta^{\text{eq}}(t)$ является суперпозицией движений вдоль трех различных направлений \mathbf{d} , \mathbf{d}_1 и \mathbf{d}_2 . Временной ход движений вдоль этих направлений задается скалярными переменными $\xi((t-\tau)/T)$, $d^2 \xi/dt^2(t/T)$ и $d \xi/dt((t-\tau)/T)$, имеющими примерно одинаковые амплитуды, но совершенно разный временной ход. Изменение равновесного угла $\Delta\theta^{\text{eq}}(t)$ может быть простым и направленным вдоль того же вектора \mathbf{d} , что и реальное движение, в следующих случаях. Во-первых, если вектора \mathbf{d}_1 и \mathbf{d}_2 пренебрежимо малы по величине по сравнению с вектором \mathbf{d} , т.е. если инерционные и вязкие силы малы по сравнению с эластичными силами. Это может выполняться либо при очень больших коэффициентах жесткости, либо при очень медленных движениях. В этих случаях $\Delta\theta^{\text{eq}}(t) \approx \Delta\theta(t-\tau)$. Как показано в предыдущем разделе, для быстрых движений, выполняемых за 0.7 – 0.8 сек, и коэффициентов жесткости в физиологическом диапазоне равновесная и реальная траектории отстоят примерно на 0.2 сек, что в пять раз больше временной задержки $\tau = 0.04$ сек. Таким образом, для быстрых движений совпадение равновесной и реальной траекторий не может объясняться малостью векторов \mathbf{d}_1 и \mathbf{d}_2 по сравнению с \mathbf{d} .

Другой причиной совпадения траекторий может быть совпадение векторов \mathbf{d}_1 и \mathbf{d}_2 с вектором \mathbf{d} по направлению, т.е. выполнение условий $\mathbf{d}_1 = \nu_1 \mathbf{d}$ и $\mathbf{d}_2 = \nu_2 \mathbf{d}$. Тогда

$$\Delta\theta^{\text{eq}}(t) = \mathbf{d} [\nu_1 d^2 \xi/dt^2(t/T) + \xi((t-\tau)/T) + \nu_2 d \xi/dt((t-\tau)/T)].$$

Выполнение указанных условий означает, что вектор \mathbf{d} либо является собственным вектором матриц $\mathbf{S}^{-1} \mathbf{I}$ и $\mathbf{S}^{-1} \mathbf{V}$, либо матрицы \mathbf{I} и \mathbf{V} пропорциональны матрице \mathbf{S} . В последнем случае матрицы $\mathbf{S}^{-1} \mathbf{I}$ и $\mathbf{S}^{-1} \mathbf{V}$ пропорциональны единичным матрицам, для которых любой вектор является собственным.

Условие пропорциональности матриц жесткости и вязкости является вполне правдоподобным, т.к. величина их коэффициентов зависит в основном от площадей поперечных сечений соответствующих мышц (коэффициентов ρ_j в полной модели нервно-мышечного аппарата) и уровней коактивации соответствующих мышц-антагонистов, изменение которых влияет на коэффициенты жесткости и вязкости примерно одинаково. Для выбранных значений параметров полной модели коэффициенты вязкости по величине примерно в пять раз меньше соответствующих коэффициентов жесткости.

Коэффициенты матрицы инерции определяются текущей конфигурацией руки и инерционными характеристиками ее звеньев. В принципе вполне допустимо, что матрица жесткости подстраивается под матрицу инерции так, чтобы их коэффициенты были пропорциональны. Тогда равновесная и реальная траектории будут совпадать при движениях во всех направлениях для одной и той же матрицы жесткости. Другая альтернатива заключается в том, что матрица жесткости специально настраивается на планируемое направление движения, чтобы это направление совпадало с собственным вектором матрицы $S^{-1}I$. Какая из этих альтернатив реально выполняется, можно проверить только экспериментально.

Для экспериментальной оценки коэффициентов жесткости и вязкости использовался метод случайных динамических возмущений. Рука испытуемого была подвешена так, чтобы он мог свободно совершать движения в горизонтальной плоскости на уровне плеча. Движения регистрировались электромагнитной системой Fastrack™ Polhemus, которая позволяет определить три координаты и три эйлеровых угла относительно неподвижной системы координат для каждого из сенсоров, установленных на звеньях руки. Расчет анатомических параметров руки и суставных углов проводился по процедуре, описанной в работе (Viguikova et al. 2000). Динамические возмущения прикладывались к концу руки в трех направлениях, отстоящих примерно на 45° : вперед, вперед-влево и вперед-вправо.

Эксперименты состояли из трех серий. В первой серии возмущения прикладывались к правой руке при значении угла в плечевом суставе $\theta_1 \approx 45^\circ$ и трех различных значениях угла в локтевом суставе $\theta_2 \approx 45^\circ, 90^\circ$ и 135° . Эта серия экспериментов предназначалась для определения индивидуальных антропометрических характеристик испытуемых. Во второй серии испытуемые совершали движение правой рукой к неподвижной цели из положения руки примерно 0.6 м вперед и 0.2 м влево от правого плеча в положение 0.6 м вперед и 0.2 м вправо от плеча. В третьей серии

они совершали движение в перпендикулярном направлении из положения примерно 0.4 м до 0.7 м вперед на уровне плеча.

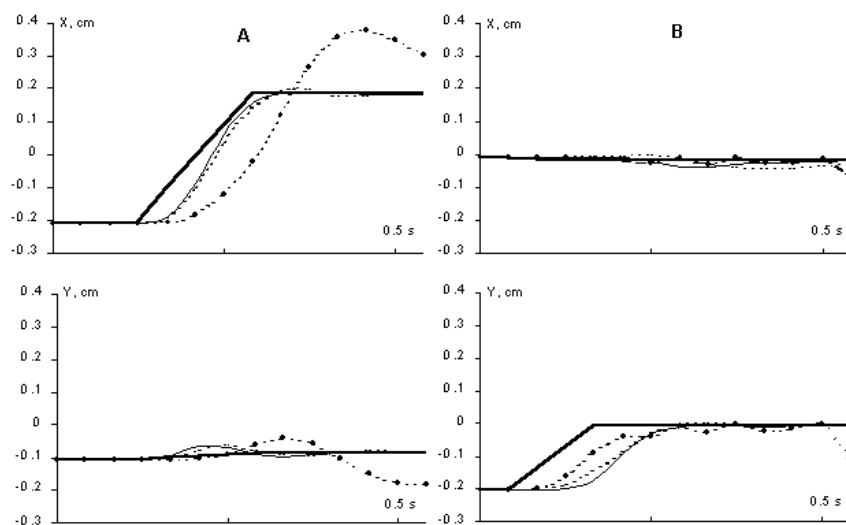


Рис.9. Координаты равновесной точки (толстые линии), экспериментальные координаты (тонкие сплошные линии), координаты, рассчитанные с оптимальными вязкоэластичными параметрами (пунктирные линии), и координаты, рассчитанные с вязкоэластичными параметрами для ортогонального движения. А – движение руки слева-направо, В – движение руки вперед.

На рис.9 в качестве примера показаны движения руки вправо и вперед для одного из испытуемых, а также аппроксимация этих движений, полученная оптимизацией вязко-эластичных параметров при задержке 0.04 сек. Видно, что при обоих направлениях приближение нервно-мышечного аппарата пружинной моделью дает хорошее совпадение. При движении вправо оптимальные коэффициенты жесткости для этого испытуемого имеют значения: $S_{11} = 47.8$, $S_{12} = S_{21} = 15.1$, $S_{22} = 12.0$, а при движении вперед: $S_{11} = 10.6$, $S_{12}=S_{21}=3.2$, $S_{22} = 3.3$. Коэффициенты матрицы инерции для среднего положения руки имеют значения: $I_{11} = 0.38$, $I_{12} = I_{21} = 0.11$, $I_{22} = 0.07$. Таким образом, ни для одного из направлений матрица жесткости не является пропорциональной матрице инерции. В то же время, собственный вектор матрицы $S^{-1}I$ во внешнем рабочем пространстве имеет координаты (1.000, -0.010) для движения вправо и координаты (0.008,

1.000) для движения вперед. Эти направления соответствуют векторам (0.996, 0.090) и (-0.287, 0.958) в рабочем пространстве, которые очень близки к направлениям движения руки. Таким образом, экспериментально подтверждается вторая альтернатива. На рис. 9 показаны также траектории руки при движении вправо и вперед, рассчитанные по вязко-эластичным параметрам, оптимальным для ортогонального направления движения. Видно, что в этом случае расчетные траектории сильно отличаются от экспериментальных, т.е. действительно для совпадения равновесных и реальных траекторий важны распределения коэффициентов жесткости в зависимости от направления движения.

Зрительно-моторное преобразование

В предыдущих разделах было показано, что управление движением в живых системах сводится 1) к заданию изменения управляющего сигнала λ , обеспечивающего движение равновесного положения рабочей точки вдоль прямой, ведущей к цели, в экстракорпоральном пространстве и 2) к заданию изменения управляющего сигнала λ , обеспечивающего правильное распределение коэффициентов жесткости такое, что требуемое направление движения становится собственным направлением для матриц жесткости и инерции. Первое обеспечивается сдвигом порогов активации альфа-мотонейронов мышц-антагонистов в противоположном направлении, а второе их коактивацией, т. е. сдвигом порогов активации альфа-мотонейронов мышц-антагонистов в одинаковом направлении. Схематически последовательность изменений управляющего сигнала λ показана на рис. 6. Вначале выполняется команда коактивации, затем сдвига равновесной точки, а затем обратная команда декоактивации.

Эта схема предполагает, что существует некоторый орган двигательного управления, обеспечивающий поддержание фиксированного сигнала λ в отсутствие центрального управления (Feldman and Levin 1993). Этот орган обеспечивает поддержание мышечного тонуса, достаточного для удержания заданного положения руки. Состояние активности этого органа изменяется под действием центральной управляющей системы, когда происходит изменение λ . Таким образом, задачей центральной управляющей системы является поиск изменений управляющего сигнала, а не задание его абсолютного уровня.

Далее будет рассмотрена только нейросетевая модель управления сдвигом равновесной точки в направлении цели. Проблема коактивации

мышц для задания необходимого распределения коэффициентов жесткости пока не рассматривается.

Известно, что активация движения обеспечивается возбуждением корковых колонок в некоторой области двигательной системы. Активность каждой колонки определяет некоторое направление перемещения рабочей точки. При любом целенаправленном движении активно множество колонок. В этом случае направление перемещения рабочей точки определяется так называемым популяционным вектором, который вычисляется в виде суперпозиции векторов действия отдельных колонок, умноженных на их активности (Georgoroulos et al. 1984). Таким образом, перемещение рабочей точки F может быть представлено в виде $F = OC$, где C – вектор активности корковых колонок, а каждый столбец матрицы O соответствует вектору действия соответствующей колонки. Матрица O зависит от свойств исполнительской системы, включая свойства ее нервно-мышечного аппарата и ее биомеханические характеристики. Следует напомнить, что в рамках теории равновесной точки важны только ее статические характеристики. Вектора действия равномерно распределены в рабочем пространстве, т.е. матрицей O может быть любая случайная матрица с равномерно распределенными независимыми коэффициентами.

Пусть цель во внешнем пространстве задана вектором, направленным к цели из начального положения руки. Задача системы двигательного управления – преобразовать вектор цели T в вектор C , кодирующий направление действия в двигательной системе так, чтобы перемещение рабочей точки совпадало с направлением на цель, т.е. чтобы вектор F равнялся вектору T . Это преобразование называется зрительно-моторным. В общем случае это преобразование нелинейное и зависит от начального положения руки. Ясно, что активация одного и того же вектора A_2 , преобразованная в изменение управляющего сигнала $\Delta\lambda$, приведет к разным действиям в рабочем пространстве в зависимости от начальной конфигурации руки. Таким образом, вектор активности C должен зависеть не только от направления на цель, но и от начального положения руки.

Экспериментальные данные подтверждают этот вывод. Они показывают, что при движении руки из одного начального положения большую активность имеют одни двигательные колонки, а при другом начальном положении руки – другие, т.е. начальное положение руки (или задающий его начальный сигнал λ) модулирует активность двигательных колонок так, что в одной области рабочего пространства преимущественно активен один набор колонок, а в другом – другой. Таким образом, проблема нелинейности зрительно-моторного преобразования решается путем раз-

биения рабочего пространства на области, в которых оно линейно, но для каждой области это преобразование индивидуально. Такой способ решения проблемы нелинейности лежит в основе теории дифференциального нейроконтроллера, разработанного в работе (Frolov and Rizek, 1995). Тем самым проблема зрительно-моторного преобразования сводится к линейной проблеме, т.е. к поиску матрицы X , обеспечивающей для данной начальной конфигурации руки такое преобразование $C=XF$, которое является обратным для преобразования O , т.е. обеспечит выполнение условия $OX=E$, где E – единичная матрица.

Кортико-мозжечковое взаимодействие

Еще в шестидесятые годы была выдвинута теория, что зрительно-моторное преобразование осуществляется мозжечком (Marr 1969). Затем она была развита в работах Албуса (Albus 1971) и экспериментально подтверждена Ито (Ito et al. 1982). Согласно этой теории, зрительно-моторное преобразование выучивается за счет модификации синаптических контактов между параллельными волокнами и клетками Пуркинье. Эта модификация определяется активностью другого входа клеток Пуркинье – лазающих волокон. Предполагается, что лазающие волокна сообщают клеткам Пуркинье их вклад в общую поведенческую ошибку. Эта гипотеза основана на наблюдении, что активность лазающих волокон приводит к уменьшению (депрессии) тех синапсов от параллельных волокон, активность которых сочеталась с активностью лазающих волокон. Тем самым по мере обучения клеток Пуркинье их вклад в двигательную активность уменьшается, т.е. «ошибка» исправляется. Правило обучения нейронных сетей по ошибкам хорошо известно еще с работы (Widrow 1962).

Ито с соавторами (Ito et al. 1982) подтвердил теорию модификации синапсов от параллельных волокон при активации лазающих волокон в экспериментах с так называемым вестибуло-окулярным рефлексом. В этих экспериментах кролик поворачивался на некоторый угол. Вестибуло-окулярный рефлекс заключается в повороте глаз на такой же угол в противоположном направлении для фиксации взора на некоторой неподвижной цели. Ито во время поворота стола с кроликом смещал еще и цель. Вначале глаза кролика автоматически поворачивались на угол, обеспечивающий фиксацию взора на неподвижной цели, тем самым смещенная цель терялась. После довольно длинной серии таких поворотов кролик адаптировался к смещению цели, и его глаза поворачивались ровно на

столько, чтобы фиксировать взор на смещенной цели. Ито показал, что модификация вестибуло-окулярного рефлекса действительно связана с модификацией синапсов от параллельных волокон на клетках Пуркинье, определяемой активностью лазающих волокон. Особенность этих экспериментов заключается в том, что ошибка клетки Пуркинье непосредственно определяется по отклонению цели от центральной точки глаза. Однако оставалось неясным, откуда берется сигнал ошибок для клеток Пуркинье в общем случае, например, при движении руки. Сигнал о поведенческой ошибке приходит к клеткам Пуркинье слишком поздно, чтобы он мог использоваться для обучения по ошибке. Это определяет трудности в понимании роли мозжечка в обучении новой зрительно моторной координации в аспекте временного согласования нейрофизиологических процессов. Другой аспект проблемы можно назвать «пространственным». Для того, чтобы обучение по ошибке было эффективным, распределение ошибок по клеткам Пуркинье должно соответствовать их вкладу в произведенное движение. Однако наблюдается только суммарная ошибка, и совершенно неясно, как на основе суммарной поведенческой ошибки получить требуемое пространственное распределение ошибок по отдельным клеткам Пуркинье. Более того, экспериментальные данные работы (Gilbert and Thach 1977) показывают, что активность лазающих волокон при выработке нового зрительно-моторного преобразования не пропорциональна поведенческой ошибке. Вначале выработки эта ошибка максимальна и по мере выработки она убывает, напротив, активность лазающих волокон вначале мала, затем она возрастает, достигая некоторого максимума, и затем падает до нуля по мере уменьшения поведенческой ошибки.

На основе многих экспериментальных данных сформировалась точка зрения, что при выработке нового зрительно-моторного преобразования вначале наиболее активна новая кора, в которой формируется как система, выполняющая такое преобразование, так и система вычисления ошибок для клеток Пуркинье мозжечка (Ito 1984). По мере формирования последней системы основную роль начинает играть мозжечок, а новая кора освобождается для выполнения других функций. Далее приведена модель выработки нового зрительно-моторного преобразования, основанная на этих представлениях (Burnod et al. 2001).

В основе модели лежат не только описанные выше теория равновесной точки, теории дифференциального нейроконтроллера и теории мозжечка Марра-Олбуса-Ито, но и теория Бюрно (Burnod 1987) о различном характере обработки информации в различных слоях двигательных колонок.

Описание модели

Модель показана на рис.10. Она включает два пути обработки информации: корковый (показанный сверху) и мозжечковый (показанный снизу). Корковый путь начинается с преобразования вектора цели T в вектор активности зрительной области коры A_0 , дающий внутреннее зрительное представление цели. Каждая клетка этой области имеет предпочтительное направление вектора цели во внешнем пространстве, при котором ее активность максимальна. Активность клетки при предъявлении данного вектора цели определяется его проекцией на предпочтительное направление. Таким образом преобразование цели в ее внутреннее представление может быть представлено в виде $A_0 = MT$, где каждая строка матрицы M задает вектор предпочтительного направления для соответствующего нейрона. Предполагается, что вектора предпочтительных направлений равномерно распределены во внешнем пространстве. Тогда матрицей M может быть любая случайная матрица с одинаково распределенными независимыми коэффициентами. Эта матрица полагается фиксированной при выработке зрительно-моторного преобразования.

Вторая матрица U_1 , коэффициенты которой модифицируемы, совершает некоторое грубое зрительно-моторное преобразование зрительного представления цели в ее моторное представление $A_1 = U_1 A_0$. Вектор A_1 задает активность корковых колонок двигательной области. Матрица U_2 также адаптивна. Она выполняет преобразование нейронной активности внутри двигательной области, т.е. от одного к другому слою тех же двигательных колонок. Поэтому матрица U_2 является квадратной. Результатом преобразования является вектор $A_2 = U_2 A_1$. Он используется для коррекции грубого моторного представления цели вектором A_1 и вычисления сигнала ошибок для обучения клеток Пуркинье мозжечка.

Мозжечковый путь также начинается с преобразования цели в некоторое ее внутреннее представление. Мы рассматриваем это представление сразу в терминах активности параллельных волокон клеток Пуркинье. Это преобразование осуществляется некоторой фиксированной матрицей N , по своим свойствам аналогичной матрице M . Каждая ее строка задает вектор предпочтительного представления цели для соответствующего параллельного волокна. Коэффициенты матрицы полагаются одинаково распределенными и независимыми, что обеспечивает равномерность распределения векторов предпочтительных направлений во внешнем пространстве. Таким образом, активность параллельных волокон задается вектором $B_0 = NT$.

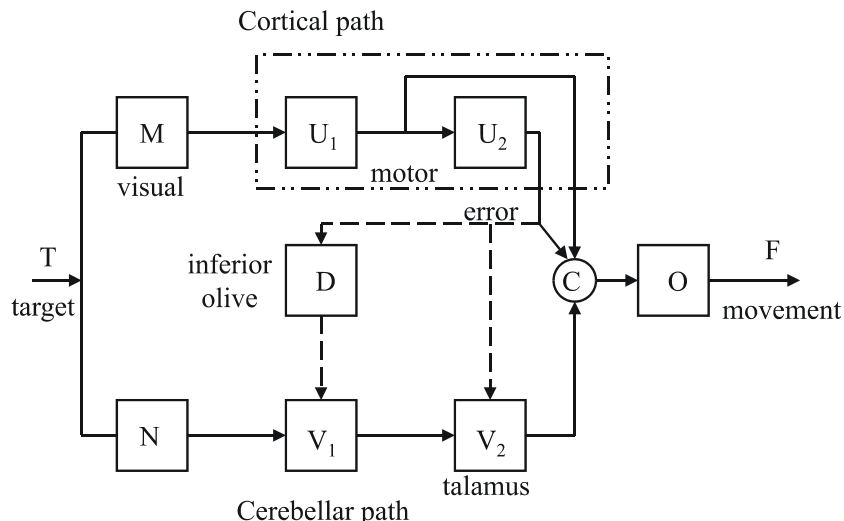


Рис.10. Модель корково-мозжечкового взаимодействия при выработке нового зрительно-моторного преобразования. Показаны два пути движения информации: корковый и мозжечковый. Сигнал ошибки для клеток Пуркинье формируется в сенсо-моторной области новой коры.

Первая адаптивная матрица мозжечкового пути – матрица V_1 . Она задает веса синаптических связей между параллельными волокнами и клетками Пуркинье. В результате ее применения к вектору B_0 получается вектор активности клеток Пуркинье $B_1 = V_1 B_0$. Вторая адаптивная матрица V_2 осуществляет мозжечково-таламо-кортикальное преобразование. Она преобразует вектор B_1 активности клеток Пуркинье в активность еще одного слоя двигательных колонок $B_2 = V_2 B_1$.

Векторы A_1 , A_2 и B_2 суммируются и образуют управляющий сигнал $C = A_1 + A_2 + B_2$. Компоненты векторов C , A_1 , A_2 и B_2 с одинаковыми индексами представляют активности разных слоев одной и той же корковой колонки (рис. 11) и поэтому могут быть легко просуммированы.

Обучение в корковом пути

Обучение новому зрительно-моторному преобразованию начинается с обучения блока U_1 . Он обучается по правилу Хебба (Hebb 1949), т.е. эффективность каждого синапса (коэффициента матрицы U_1) изменяется пропорционально корреляции пре- и постсинаптической активности. Предполагается, что во время обучения блока U_1 на его выходе возбуждаются некоторые случайные вектора активности A_1 , которые передаются на выход корковых колонок и производят перемещение рабочей точки $F = OA_1$. Это перемещение наблюдается зрительной системой и производит его зрительное представление $A_0 = MF$ на входе блока U_1 . Входная и выходная активность блока U_1 ассоциируются по правилу Хебба:

$$\Delta U_1 = \varepsilon_1 A_1 A_0^T = \varepsilon_1 A_1 A_1^T O^T M^T,$$

где ε_1 – коэффициент, задающий скорость обучения, а A^T обозначает матрицу, транспонированную к A . Вектора A_1 полагаются независимыми и равномерно распределенными в пространстве активностей двигательных колонок с нулевым средним, поэтому $\langle A_1 A_1^T \rangle = \sigma_A^2 E_U$, где σ_A^2 – дисперсия компонент вектора A_1 , E_U – единичная матрица в пространстве активностей двигательных колонок, а $\langle \dots \rangle$ означает осреднение по множеству предъявлений векторов A_1 . Тогда в результате обучения матрица U_1 стремится к матрице $k_1 O^T M^T$, где коэффициент k_1 зависит от коэффициента ε_1 и числа предъявлений векторов A_1 . Если число предъявлений достаточно велико, то можно положить:

$$U_1 \approx k_1 O^T M^T. \quad (5)$$

После обучения блока U_1 начинается обучение всех остальных блоков модели. Другой корковый блок U_2 также обучается по правилу Хебба. Предполагается, что для его обучения моторное представление цели $A_1 = U_1 M T$ ассоциируется с моторным представлением ошибки при достижении цели $A'_1 = U_1 M(T-F)$. Тогда

$$\Delta U_2 = \varepsilon_2 A'_1 A_1^T = \varepsilon_2 U_1 M(T-F)(U_1 M T)^T,$$

где ε_2 – коэффициент, задающий скорость обучения. Подставляя в это выражение формулу (5), получим

$$\Delta U_2 = \varepsilon_2 k_1^2 \mathbf{O}^T \mathbf{M}^T \mathbf{M} (\mathbf{E}_T - \mathbf{X}) \mathbf{T} \mathbf{T}^T \mathbf{M}^T \mathbf{M} \mathbf{O}, \quad (6)$$

где \mathbf{E}_T – единичная матрица во внешнем рабочем пространстве, а

$$\mathbf{X} = \mathbf{O} [\mathbf{V}_2 \mathbf{V}_1 \mathbf{N} + (\mathbf{U}_2 \mathbf{U}_1 + \mathbf{U}_2) \mathbf{M}] \quad (7)$$

есть результат преобразования сигнала цели в движение рабочей точки для ее достижения. В случае правильного зрительно-моторного преобразования положения цели и рабочей точки совпадают, т.е. $\mathbf{X} = \mathbf{E}_T$. Таким образом целью обучения является обеспечение условия $\mathbf{X} = \mathbf{E}_T$.

Так как число нейронов в области зрительного представления цели много больше, чем размерность рабочего пространства, а вектора предпочтительных направлений распределены в этом пространстве равномерно, то $\mathbf{M}^T \mathbf{M} \approx k_2 \mathbf{E}_T$, где k_2 – некоторый коэффициент, зависящий от числа нейронов в зрительной области и средней амплитуды их активности.

Для того, чтобы зрительно-моторное преобразование было правильным для всех направлений на цель, эти направления должны быть равномерно представлены при обучении, т.е. вектора \mathbf{T} должны быть равномерно распределены в рабочем пространстве. Тогда $\langle \mathbf{T} \mathbf{T}^T \rangle = \sigma_T^2 \mathbf{E}_T$, где σ_T задает среднее расстояние до цели. Если коэффициент ε_2 достаточно мал, то осреднение произведения $\mathbf{T} \mathbf{T}^T$ в формуле (6) можно произвести за время, достаточно большое, чтобы это произведение было пропорционально \mathbf{E}_T , но достаточно малое, чтобы матрица \mathbf{U}_2 изменилась незначительно.

где масштаб времени выбран с учетом коэффициентов k_1 , k_2 , σ_T и ε_2 , так, чтобы коэффициент перед выражением в правой части равнялся единице. Это уравнение можно упростить, положив

$$\mathbf{U}_2 = \mathbf{O}^T \mathbf{W}_1 \mathbf{O}. \quad (8)$$

Подставляя полученные выражения для $\mathbf{M}^T \mathbf{M}$ и $\langle \mathbf{T} \mathbf{T}^T \rangle$ в формулу (6), получим

$$dU_2/dt = \mathbf{O}^T (\mathbf{E}_T - \mathbf{X}) \mathbf{O},$$

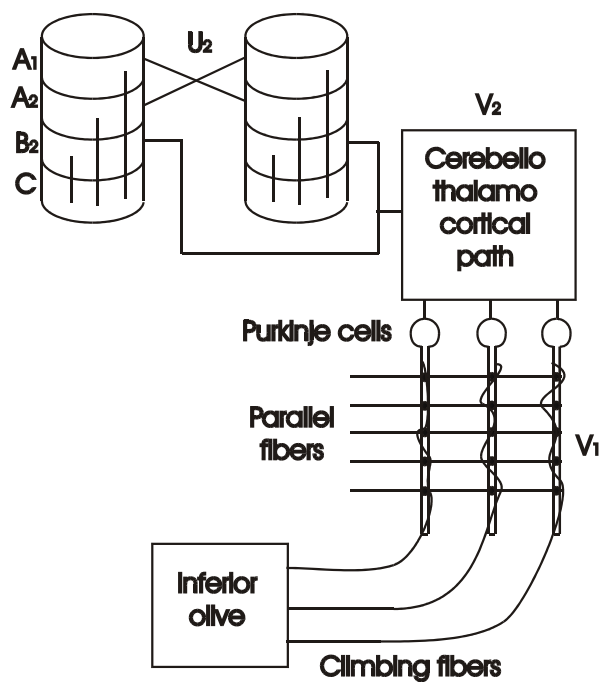


Рис.11. Три локуса синаптических модификаций при выработке нового зрительно-моторного преобразования. U_2 – матрица синаптических связей между различными слоями корковых колонок, V_1 – матрица синаптических связей между параллельными волокнами и клетками Пуркинье, V_2 – матрица связей в мозжечково-таламо-корковом пути.

Тогда уравнение для обучения матрицы U_2 можно описать дифференциальным уравнением

$$dW_1/dt = E_T - X. \quad (9)$$

Обучение в мозжечковом пути

Блок V_1 обучается по сигналу, производимому блоком U_2 . Ошибка обучения, используемая для модификации синапсов от параллельных волокон на клетках Пуркинье $C_{cr} = DA_2$, получается в результате преобразования активности двигательных колонок $A_2 = U_2U_1MT$ в активность лазающих волокон с помощью произвольной фиксированной случайной матрицы D , которая учитывает все преобразования информации по пути от двигательной коры до активности клеток нижней оливы, являющейся источником лазающих волокон. Заметьте, что получаемая оценка ошибки не является преобразованием текущей ошибки выполняемого движения. Она вычисляется до того, как это движение будет выполнено. Тем самым решается упомянутая ранее проблема согласования сигнала ошибки с активностью параллельных волокон во времени. Получаемая оценка ошибки основана только на преобразовании сигнала цели T , т.е. она является прогнозом ошибки при движении к этой цели. Прогноз основан на обучении матрицы U_2 , которая накапливает предшествующий опыт по соответствию ошибок при достижении цели и положению целей.

Таким образом, блок V_1 обучается по правилу ошибки (Widrow 1962):

$$\Delta V_1 = \varepsilon_3 DA_2 B_0^T,$$

где B_0 активность параллельных волокон. Подставляя выражения для A_2 , B_0 , U_1 и U_2 получим:

$$\Delta V_1 = \varepsilon_3 DU_2U_1MTT^TN^T = \varepsilon_3 K_1 DO^TW_1OO^TM^TMTT^TN^T \quad (10)$$

Так как направления действий в сенсомоторной коре распределены равномерно по всем направлениям и число колонок в этой коре много больше размерности рабочего пространства, то $OO^T \approx K_4 E_T$, где K_4 – некоторый коэффициент, величина которого зависит от числа колонок в сенсомоторной коре и средней амплитуды их активности. Подставляя это равенство, а также полученные ранее равенства для MM^T и $\langle TT^T \rangle$ в формулу (10), получим

$$dV_1/dt = \eta_1 DO^TW_1N^T,$$

где η_1 учитывает значения коэффициентов ε_2 , ε_3 , K_1 , K_2 , K_3 и K_4 . Подобно тому, как это было сделано для U_2 , выражение для V_1 можно представить в виде

$$V_1 = \mathbf{D}\mathbf{O}^T \mathbf{W}_2 \mathbf{N}^T.$$

Тогда обучение матрицы V_1 описывается уравнением:

$$d\mathbf{W}_2/dt = \eta_1 \mathbf{W}_1. \quad (11)$$

Блок V_2 , описывающий преобразование информации в мозжечково-таламо-кортикальном пути, также обучается по сигналу ошибки, производимому блоком U_2 . Так как выход блока V_2 непосредственно проецируется на те же двигательные колонки, которые сохраняют вектор активности A_2 , этот вектор доступен для обучения блока V_2 . Тогда по правилу обучения по ошибке

$$\begin{aligned} \Delta V_2 &= \varepsilon_4 \mathbf{A}_2 \mathbf{B}_1^T = \varepsilon_4 \mathbf{U}_2 \mathbf{U}_1 \mathbf{M} \mathbf{T} \mathbf{T}^T \mathbf{V}_1^T \\ &= \varepsilon_4 K_1 \mathbf{O}^T \mathbf{W}_1 \mathbf{O} \mathbf{O}^T \mathbf{M}^T \mathbf{M} \mathbf{T} \mathbf{T}^T \mathbf{N}^T \mathbf{N} \mathbf{W}_2^T \mathbf{O} \mathbf{D}^T \end{aligned} \quad (12)$$

Так как предпочтительные направления активностей параллельных волокон равномерно распределены в рабочем пространстве и число параллельных волокон много больше размерности рабочего пространства, то $\mathbf{N}\mathbf{N}^T \approx K_5 \mathbf{E}_T$, где K_5 – некоторый коэффициент, величина которого зависит от числа колонок в сенсомоторной коре и средней амплитуды их активности. Подставляя это равенство, а также найденные ранее равенства для $\mathbf{M}\mathbf{M}^T$, $\mathbf{O}\mathbf{O}^T$ и $\langle \mathbf{T}\mathbf{T}^T \rangle$ в формулу (12), получим

$$dV_2/dt = \eta_2 \mathbf{O}^T \mathbf{W}_1 \mathbf{W}_2^T \mathbf{O} \mathbf{D}^T,$$

где η_2 учитывает значения коэффициентов ε_2 , ε_3 , ε_4 , K_1 , K_2 , K_3 , K_4 и K_5 . Представив V_2 в виде

$$V_2 = \mathbf{O}^T \mathbf{W}_3 \mathbf{O} \mathbf{D}^T,$$

получим окончательное уравнение для обучения блока V_2

$$dW_3/dt = \eta_2 W_1 W_2^T. \quad (13)$$

Следует заметить, что в результате обучения блок V_2 будет содержать в себе информацию о блоке D , преобразующем корковый сигнал ошибки в активность лазающих волокон. Тем самым обеспечивается независимость выходного сигнала от того, как конкретно задан блок D . Его особенности компенсируются адаптацией мозжечково-таламо-кортикального преобразования.

Для представления системы уравнений в замкнутой форме необходимо еще получить выражение для матрицы X , описывающей полное преобразование сигнала цели T в движение F . По формуле (7)

$$X = O[O^T W_3 O D^T D O^T W_2 N^T N + K_1(O^T W_1 O O^T M^T + O^T M^T) M].$$

Так как число клеток Пуркинье существенно больше числа колонок в сенсо-моторной коре, то можно положить $D^T D = K_6 E_U$. Тогда подобно тому, как это было сделано для уравнений обучения, можно получить

$$X = \eta_3 E_T + \eta_4 W_1 + \eta_5 W_1 W_2. \quad (14)$$

Объединяя уравнения (9), (11), (13) и (14), получаем нелинейную систему уравнений, описывающих динамику обучения новому зрительно-моторному преобразованию:

$$dW_1/dt = (1-\eta_3)E_T - \eta_4 W_1 - \eta_5 W_2 W_3,$$

$$dW_2/dt = \eta_1 W_1,$$

$$dW_3/dt = \eta_2 W_1 W_2^T$$

с начальными условиями $W_1(0) = W_2(0) = W_3(0) = 0$.

Динамика обучения

Так как ни система уравнений, ни начальные условия не содержат матриц или векторов, выделяющих предпочтительные направления во

внешнем рабочем пространстве, то можно положить $W_1 = w_1 E_T$, $W_2 = w_2 E_T$ и $W_3 = w_3 E_T$. Тогда система уравнений динамики принимает скалярный вид:

$$dw_1/dt = 1 - \eta_3 - \eta_4 w_1 - \eta_5 w_2 w_3,$$

$$dw_2/dt = \eta_1 w_1, \quad dw_3/dt = \eta_2 w_1 w_2$$

с начальными условиями $w_1(0) = w_2(0) = w_3(0) = 0$. Заметив, что из уравнений для w_2 и w_3 следует, что $w_3 = \eta_2 w_2^2 / (2\eta_1)$, эту систему можно еще более упростить:

$$dw_1/dt = 1 - \eta_3 - \eta_4 w_1 - \eta_6 w_2^3, \quad dw_2/dt = \eta_1 w_1,$$

где $\eta_6 = \eta_5 \eta_2 / (2\eta_1)$. Легко показать, что решение этой системы уравнений экспоненциально сходится к состоянию $w_1 = 0$, $w_2 = [(1 - \eta_3) / \eta_6]^{1/3}$ при $\rightarrow \infty$, если $\eta_4 > (12\eta_1 \eta_6)^{1/2} |(1 - \eta_3) / \eta_6|^{1/3}$. При нарушении этого условия сходимость колебательная.

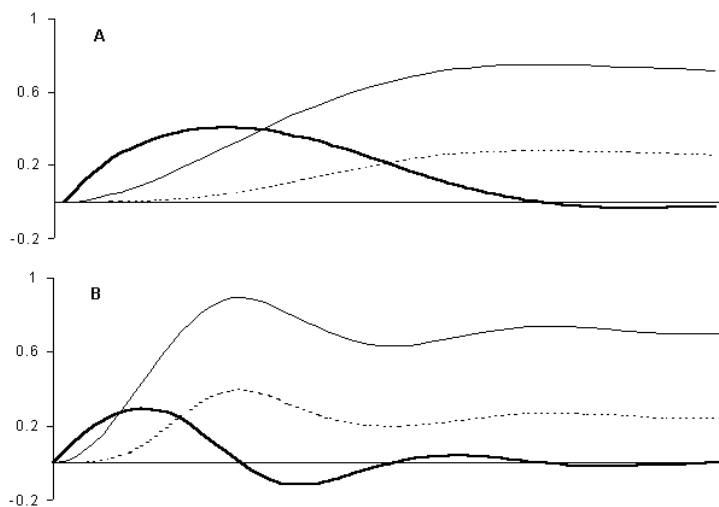


Рис. 12. Зависимости w_1 (сплошные толстые линии), w_2 (сплошные тонкие линии) и w_3 (пунктирные линии) от времени при $\eta_3 = 0.5$, $\eta_4 = 1$ и $\eta_6 = 1$. А – при $\eta_1 = 0.5$, В – при $\eta_1 = 2$.

В качестве примера на рис.12 показаны зависимости w_1 , w_2 и w_3 от времени при $\eta_3 = 0.5$, $\eta_4 = 1$, $\eta_6 = 1$ и двух значениях η_1 , при которых наблюдается экспоненциальная и колебательная сходимость ($\eta_1 = 0.5$ и $\eta_1 = 2$). При $\eta_1 = 0.5$, когда сходимость экспоненциальная, w_1 вначале возрастает, а затем монотонно спадает до нуля. Это означает, что ошибка, используемая для модификации синапсов от параллельных волокон на клетках Пуркинье и, соответственно, активность лазающих волокон также вначале возрастает, достигает некоторого максимума, а затем падает до нуля по мере уменьшения поведенческой ошибки. Точно так ведет себя активность лазающих волокон в экспериментах (Gilbert and Thach 1977). Видно также, что возрастание w_2 начинается позже, чем возрастание w_1 , т.е. обучение мозжечка начинается позже, чем обучение новой коры. Еще позже начинается возрастание w_3 , т.е. модификация мозжечково-таламо-кортикальных связей. В заключительной фазе обучения роль коркового пути уменьшается (сохраняется только грубое преобразование, выполняемое блоком U_2), а роль мозжечкового пути возрастает. Такая динамика выработки нового зрительно-моторного преобразования хорошо согласуется с экспериментальными данными (Ito 1984).

Заключение

Показано, что особенности управления движением в живых системах во многом обусловлены особенностями конструкции их исполнительных органов, в частности, малой жесткостью силовых приводов и большой задержкой в петле обратной связи для коррекции движения. Поэтому быстрые движения человека являются баллистическими, т.е. они программируются заранее и выполняются без центральной коррекции. Общепринято, что движение исходно планируется во внешнем рабочем пространстве. Для выполнения движения нервная система должна преобразовать этот кинематический план в мышечные усилия. Наиболее привлекательная идея состоит в том, что такое преобразование выполняется за счет вязко-эластичных свойств нервно-мышечного аппарата. Тогда планируемая (или виртуальная) траектория рабочей точки (например, руки человека) соответствует перемещению ее равновесного положения, а мышечные усилия контролируются на спинальном уровне как результат рассогласования действительного и равновесного положений рабочей точки. Однако в силу малости коэффициентов жесткости совпадение реальной и виртуальной траекторий достигается только с помощью специального регулирования

этих коэффициентов, в частности, согласования матрицы жесткости с матрицей инерции, чтобы желаемое направление движения стало собственным вектором этих двух матриц.

Таким образом управление антропоморфными роботами и манипуляторами требует генерации двух типов команд: команды на перемещение равновесного положения рабочей точки и команды на изменение коэффициентов жесткости. Первая команда соответствует изменению порогов активации альфа-мотонейронов мышц-агонистов и антагонистов в противоположных направлениях, а вторая – в одинаковых.

В лекции рассмотрена только нейросетевая модель генерации первого типа команд. Имеется много экспериментальных данных о том, что управление хорошо выученными движениями требует участия мозжечка. На основе этих данных сложилось представление, что обучение новым моторным навыкам обеспечивается модификацией синапсов на клетках Пуркинье от параллельных волокон по правилу ошибки. Сигналы ошибок поставляются активацией лазающих волокон. Однако оставалось неясным, как эти сигналы ошибок вычисляются и как они могут согласовываться по времени с активностью клеток Пуркинье, вызвавших ошибку движения, если эта ошибка может быть получена только после окончания движения, когда эта активность уже закончилась. Это особенно трудно объяснить, если учесть, что путь возбуждения лазающих волокон один из самых медленных в центральной нервной системе.

В лекции описана модель, с помощью которой эти трудности могут быть преодолены. Главной особенностью модели является предположение, что сигнал ошибки вычисляется в сенсомоторной коре заранее, т.е. до выполнения движения, на основе сигнала цели. Вычисление ошибки основано на обучении некоторого специального блока, в котором сигнал цели и ошибка движения к этой цели ассоциируются. Тем самым сигнал ошибки вычисляется на основе всего предшествующего опыта. Предложенная модель хорошо согласуется с имеющимися экспериментальными данными.

В лекции не рассмотрено, как происходит обучение и управление коактивацией мышц для получения требуемого распределения коэффициентов жесткости в суставах. Можно предположить, что это осуществляется другой структурой двигательного управления – базальными ганглиями. Однако пока замкнутой функциональной модели базальных ганглиев, подобной описанной модели мозжечка, не существует. Можно надеяться, что в ближайшие годы проблема выработки новых двигательных навыков

будет решена во всех принципиальных аспектах. По крайней мере это одна из наиболее активно разрабатываемых проблем нейрофизиологии.

Литература

- Синельников Р.Д., Синельников Я.Р.* Атлас анатомии человека. М. Медицина. 1989.
- Albus J.S.A.* (1971) A theory of cerebellar function. *Math. Biosci.* 10, 25-61.
- Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M.* (2000) Kinematics of human arm reccconstructed from spatial tracking system recordings. *Journal of Biomechanics* 33, 985-995.
- Biryukova E.V., Yourovskaya V.Z.* (1994) A model of human hand dynamics. In: *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*. Ed. F.Schuind et al., Plenum Press, NY.
- Burnod Y.* (1988) An adaptive neural networks: the cerebral cortex, Masson, Paris.
- Burnod Y., Dufosse M., Frolov A.A., Kaladjian A., Rizek S.* (2001) Cerebellar climbing fibers antisipate error in motor performance. *NNW* (in press).
- Feldman A.G.* (1986) Once more on the equilibrium-poin hypothesis (λ -model) for motor control. *J. Mot. Behav.* 18,17-54.
- Feldman A.G., Levin M.* (1993) The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behav. Brain Sci.* 18, 423-744.
- Flanagan A.G., Ostry D.J., Feldman A.G.* (1993) Control of trajectory modification in target-directed reaching. *J. Mot. Behav.* 25, 140-152.
- Frolov A.A., Dufosse M., Rizek S., Kaladjian A.* (2000) On the possibility of linear modelling the human arm neuromuscular apparatus. *Biol. Cybern.* 82. 499-512.
- Frolov A.A., Rizek S.* (1995) Model of neurocontrol of redundant systems. *J. Comp. Applied Math.* 63, 465-473.
- Georgopoulos A.P., Caminiti R., Kalaska J.F.* (1984) *Brain Res.* 54, 447-454.
- Gilbert P.F.C., Thach W.T.* (1977) *Brain Res.* 128, 309-328.
- Gomi H., Kawato M.* (1996) Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multi-joint movement. *Science*, 272, 117-120.
- Gomi H., Kawato M.* (1997) Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement. *Biol. Cybern* 76, 163-171.
- Gribble P.L., Ostry D.J., Sanguineti V., Laboissiere R.* (1998) Are complex control signals required for human arm movement? *J. Neurophysiol.* 79,1409-1424.
- Hebb D.O.* (1949) *The organisation of behavior*. N.Y. Wiley. 335 p.
- Katayama M., Kawato M.* (1993) Virtualtrajectory and stiffness ellipse during multi-joint arm movement predicted by neural inverse models. *Biol. Cybern.* 69, 353-362.
- Kawato M.,Furukawa K., Suzuki R.* (1987) A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biol. Cybern.* 57,169-185.
- Ito M., Sakurai M., Tongroach P.* (1982) Climbing fibre induce depression of both mossy fibre responsiveness and glutamate sensitivity of cerebellar Purkinje cells. *J. Physiol. (Gr. Brit)*, 324, 113-134.
- Ito M.* (1984) *The cerebellum and neural control*. N.Y. Raven press, 580 p.
- Marr D.* (1969) A theory of cerebellar cortex. *J. Physiol. (Gr. Brit.)*, 202, 437-470.
- Prokopenko R.A., Frolov A.A., Biryukova E.V. Roby-Brami A.* (2001) Assesment of accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom. *Journal of Biomichanics* 34,
- Veeger H.E.J., Yu B., An K.N., Rozendal R.H.* (1997) Paramrters for modelling the upper extremity. *Journal of Biomechanics* 30,647-652.

Widrow B. (1962) Generalization and information storage in networks of Adaline neuron. In: Self-organizing systems. Ed. M.S.Yovits, G.T. Jacobi, G.D. Goldstein. Wash. (DC), Spartan, 435-461.

Winters J.M., Stark L. (1987) Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity. Biol. Cybern. 55, 403-420.

Александр Алексеевич ФРОЛОВ, кандидат физико-математических, доктор биологических наук, профессор, заведующий лабораторией математической нейробиологии обучения ИВНД и НФ РАН, специалист в области биомеханики и нейросетевого моделирования функций нервной системы (двигательное управление, ассоциативная память, биофизические механизмы обучения и памяти), автор более 200 статей, 6 изобретений и 2 монографий (по нейросетевым моделям ассоциативной памяти).

Роман Александрович ПРОКОПЕНКО, стажер-исследователь лаборатории математической нейробиологии обучения ИВНД и НФ РАН, специалист в области биомеханики, автор 3 статей.