

УДК 531/534: [57+61]

ПАРАМЕТРЫ ПЕТЛИ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ ДВИГАТЕЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ ПРИ НАКЛОНАХ КОРПУСА ЧЕЛОВЕКА

А.В. Александров, А.А. Фролов

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии Российской академии наук, Россия, 117485, Москва, ул. Бултерова, 5а, e-mail: alexeiaalexandrov@inbox.ru

Аннотация. Исследуются параметры управления по обратной связи при вертикальном стоянии и при целенаправленном наклоне корпуса в сагиттальной плоскости у человека. Параметры управления по обратной связи определяются методом механических возмущений стоящего человека путем неожиданных горизонтальных смещений опоры. Используется двусуставная (голеностопный и тазобедренный суставы) биомеханическая модель тела человека. Анализ проводится в терминах движения вдоль собственных векторов динамического уравнения («собственных синергий»). По доминирующему суставу в каждой из двух рассматриваемых синергий они названы *H*- и *A*-синергиями (*H* – *Hip*, тазобедренный сустав, *A* – *Ankle*, голеностопный сустав). Показано, что собственные синергии представляют собой целостные единицы двигательного контроля, которые независимо управляются центральной нервной системой по обратной связи при контроле как стояния, так и целенаправленного движения. Петля обратной связи в каждой из синергий может быть аппроксимирована линейной вязко-эластичной пружиной с временной задержкой. Жесткость в петле обратной связи для *H*-синергии существенно возрастает при целенаправленном движении по сравнению со стоянием.

Ключевые слова: биомеханическая модель тела человека, синергия, наклон корпуса, двигательное управление по обратной связи.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящей работе исследуются параметры петли обратной связи (ОС) двигательного управления при выполнении человеком наклона корпуса в сагиттальной плоскости, а также при вертикальном стоянии. В соответствии с теорией равновесной точки [7], которой авторы придерживаются в данном исследовании, мышечные усилия, обеспечивающие устойчивость позы и движения, определяются двумя факторами: во-первых, желаемой равновесной конфигурацией (“*reference frame*” [7]) тела и, во-вторых, отклонением действительной его конфигурации от желаемой. Автоматическое (непроизвольное) изменение мышечных сил в ответ на такое отклонение составляет суть двигательного управления по ОС. Изменение же параметров управления по ОС (изменение желаемой равновесной конфигурации и коэффициентов усиления в петле ОС) составляет суть прямого управления (ПУ). Таким образом, в теории равновесной точки ПУ подразумевает не непосредственный контроль мышечных усилий, а контроль параметров петли ОС [16].

Целенаправленный наклон корпуса (который происходит вследствие изменения желаемой равновесной конфигурации тела) является примером движения,

© Александров А.В., Фролов А.А., 2009

Александров Алексей Владимирович, к.б.н., с.н.с. Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии, Москва

Фролов Александр Алексеевич, д.б.н., к.ф.-м.н., профессор, заведующий лабораторией, Москва

совершаемого под *произвольным* ПУ [3, 4]. Упреждающее отклонение тела пассажира от вертикали перед началом движения автобуса является примером *непроизвольного* ПУ. Непроизвольная упреждающая коррекция, естественно, возможна только в случае, когда последующее возмущение равновесия предсказуемо, например, когда ему предшествует определенный сигнал (звук, свет и т.д.) или когда возмущения следуют через определенные промежутки времени [9, 13]. Стандартной процедурой для определения параметров ПУ и петли ОС у прямоходящего человека является неожиданный сдвиг опоры [1, 20]. При этом имеется в виду, что характерное время коррекции параметров ПУ после такого неожиданного возмущения (около 10 с [13]) велико по сравнению со временем отклика на возмущение (менее 1 с). Поэтому изменение мышечных усилий в начальной фазе ответа на неожиданное возмущение является пассивным и определяется в основном параметрами петли ОС. В настоящей работе для оценки параметров двигательного управления по ОС, как во время неподвижного стояния, так и во время совершения наклона, использовалась именно эта процедура.

С биомеханической точки зрения управление движением и поддержание равновесия являются достаточно сложными задачами, поскольку тело человека представляет собой многосвязную биомеханическую цепь, и в связи с динамическими взаимодействиями между звеньями движение в любом отдельно взятом суставе приводит к необходимости вырабатывать корректирующие силовые моменты во всех суставах. Сложность управления усугубляется тем, что наиболее массивное звено (корпус) расположено высоко над площадью опоры, размеры которой малы (ограничены длиной стоп). В настоящей работе используется подход, ранее разработанный для анализа аксиальных синергий при целенаправленном наклоне корпуса вперед [1, 3]. В рамках этого подхода движение описывается в терминах собственных векторов динамического уравнения. При этом движение вдоль собственного вектора («собственная синергия») описывается тем же уравнением, что и для одномерного перевернутого маятника. При использовании трехсуставной модели тела (голеностопный, коленный и тазобедренный суставы) существуют три собственных синергии. По доминирующему суставу в каждой из собственных синергий их можно назвать *A-* (*Ankle* – голеностопный сустав), *H-* (*Hip* – тазобедренный сустав) и *K-* (*Knee* – коленный сустав) синергиями.

Как было показано в работе [3], инерции трех «собственных перевернутых маятников» существенно различны, соответственно, взаимосвязи между суставными углами и суставными моментами в каждом из собственных движений значительно различаются, а следовательно, необходимы разные временные параметры сигналов управления для каждой из этих синергий. Полученный результат свидетельствует в пользу гипотезы о том, что собственные синергии представляют собой не только формально удобные математические структуры для анализа многосуставных движений, но являются целостными единицами двигательного управления, независимо контролируемые центральной нервной системой (ЦНС) при координации позы и движения. Данному предположению соответствуют результаты, полученные при исследовании наклонов корпуса в сагиттальной плоскости [2, 4]. В этих работах было показано, что поведенческие функции *H-* и *A-* синергий существенно различаются. Непосредственно наклон обеспечивается *H-* синергией, в то время как *A-* синергия служит для компенсации смещения центра тяжести *CG* (*CG* – *Center of Gravity*), вызываемого этим наклоном. Такая компенсация уменьшает опасность потери равновесия при производстве движения. Отметим, что теоретически допустима полная компенсация смещения *CG*, так что выполнение наклона без потери равновесия возможно даже на бесконечно узкой опоре [2]. В работе [4] показано, что при уменьшении размеров опоры испытываемые меняли амплитуду *A-* синергии без изменения амплитуды *H-* синергии, улучшая компенсацию смещения *CG* для сохранения

равновесия в новых условиях. Поскольку изменение амплитуд собственных синергий при целенаправленном наклоне корпуса (прямо связанное с изменением желаемой равновесной конфигурации тела) обеспечивается ПУ, то разумно предполагать, что эти синергии управляются независимо, *напрямую*. Основной целью настоящего исследования является проверка гипотезы, что при этом они управляются независимо и по *обратной связи*. Отметим, что ранее авторами было показано [1, 5] их независимое управление по *обратной связи* во время поддержания неподвижного вертикального стояния у человека.

Как правило, управление по ОС рассматривается в линейном приближении. При этом в большинстве работ петля ОС моделируется линейной вязкоэластичной пружиной с временной задержкой [1, 5, 17, 18]. Коэффициент, определяющий изменение мышечных усилий в ответ на отклонение конфигурации тела от желаемой, называется жесткостью, а в ответ на отклонение скорости от желаемой – вязкостью. В некоторых работах предполагается, что в петлю ОС следует включать и член, определяющий зависимость мышечных сил от отклонения *ускорения* от желаемого [20]. В работе [20] также предполагается, что линейной пружинной модели удовлетворяют не сами мышечные силы, а активность мышц, оцениваемая по электромиограмме, при этом преобразование активности мышц в силы определяется инерционным звеном первого порядка с постоянной времени 40 мс. В настоящей работе сравниваются все три модели петли ОС: ОС1 – вязкоэластичная пружина без учета ускорения, ОС2 – с учетом ускорения, ОС3 – с учетом инерционного звена. Как и в предыдущих работах [1, 5], аргументом в пользу гипотезы о независимости управления собственными синергиями по ОС авторы считают тот факт, что мышечные силы, управляющие *каждой отдельной синергией*, зависят только от кинематики, описывающей *данную отдельную синергию*.

Параметры петли ОС могут оцениваться двумя различными методами. В одном методе решается *обратная* задача динамики (расчет моментов сил по наблюдаемой кинематике) и проводится линейный регрессионный анализ зависимости моментов сил от суставных углов, их скоростей и ускорений [1, 2, 5, 10]. Полученные регрессионные коэффициенты и дают оценку параметров петли ОС. В другом методе эти параметры оцениваются с помощью решения *прямой* задачи динамики (расчет кинематики по заданным моментам сил). При этом силы задаются с помощью петли ОС, полученная кинематика сравнивается с наблюдаемой, и параметры петли ОС оптимизируются так, чтобы расчетная траектория минимально отличалась от наблюдаемой [6, 14, 17, 20]. Полученные оптимальные параметры рассматриваются как искоемые параметры петли ОС. В настоящей работе сравниваются оба эти метода.

Как уже отмечалось, основной целью данного исследования является проверка гипотезы о том, что собственные синергии, соответствующие собственным векторам уравнения движения, управляются независимо по ОС во время движения, подобно тому, как они управляются при поддержании вертикальной позы [1, 5]. Параметры петли ОС во время выполнения наклона корпуса сравниваются с наблюдаемыми при поддержании вертикального стояния. Кроме того, сравниваются три модели петли ОС, параметры которых оцениваются двумя различными методами.

МОДЕЛЬ И МЕТОДЫ

Протокол эксперимента

В экспериментах принимали участие пять здоровых испытуемых мужского пола в возрасте от 30 до 53 лет и весом от 73 до 99 кг. Экспериментальная парадигма состояла в возмущениях вертикально стоящего испытуемого или во время выполнения

испытуемым максимально быстрого наклона корпуса вперед приблизительно на 40° из вертикального положения.

Возмущение производилось путем неожиданного перемещения назад платформы PL под испытуемым, коленные суставы которого были заблокированы с помощью специальных шин S (рис. 1). В исходном положении платформа PL удерживалась в неподвижном состоянии двумя тросиками C_1 и C_2 , прикрепленными к ней спереди и сзади в точках A и B . На тросике C_1 с другого конца через два блока был подвешен груз L массой 25 кг. Передний тросик C_2 имел петлю LP , края которой были сомкнуты с помощью электромагнита EM , а другим своим концом тросик C_2 крепился к неподвижной точке C . В исходном состоянии груз L обеспечивал натяжение обоих тросиков, удерживающих платформу PL в неподвижном состоянии. В момент начала возмущения электромагнит размыкался по сигналу компьютера. Платформа приходила в движение и перемещалась на длину петли LP (около 8 см). Длительность движения определялась соотношением между массами испытуемого и груза L (около 300 мс).

Наклон выполнялся в ответ на короткий звуковой сигнал. Начало накопления данных начиналось за 300 мс до сигнала. Начало возмущения (время размыкания электромагнита) совпадало с началом сигнала (пробы с возмущением). В некоторых пробах размыкания электромагнита во время выполнения наклона не производилось (пробы без возмущения). Эффект неожиданности возмущения достигался тем, что пробы с возмущениями и без возмущений чередовались в случайном порядке. Длительность и амплитуда перемещения платформы были подобраны так, что испытуемые во время выполнения пробы, как правило, не ощущали ее движения. Во всех пробах ступни испытуемых не отрывались от поверхности платформы.

Блокировка коленей производилась для упрощения анализа полученных данных, позволяя ограничиться двухзвенной биомеханической моделью тела испытуемого: корпус и нижние конечности, с вращением в двух цилиндрических суставах: голеностопном и тазобедренном. Три светоотражательных маркера (5 мм в диаметре) ставились на правую сторону тела: плечо (*acromion*), таз (*femoral trochanter*) и голеностоп (*external malleolus*). Один маркер ставился на платформу. Координаты маркеров регистрировались с помощью системы *ELITE* [8] с частотой опроса 100 Гц. Погрешность измерения координат маркеров составляла 0,78 мм. Угол наклона корпуса относительно вертикали определялся по линии, соединяющей маркеры плечо–таз, а нижних конечностей – голеностоп–таз.

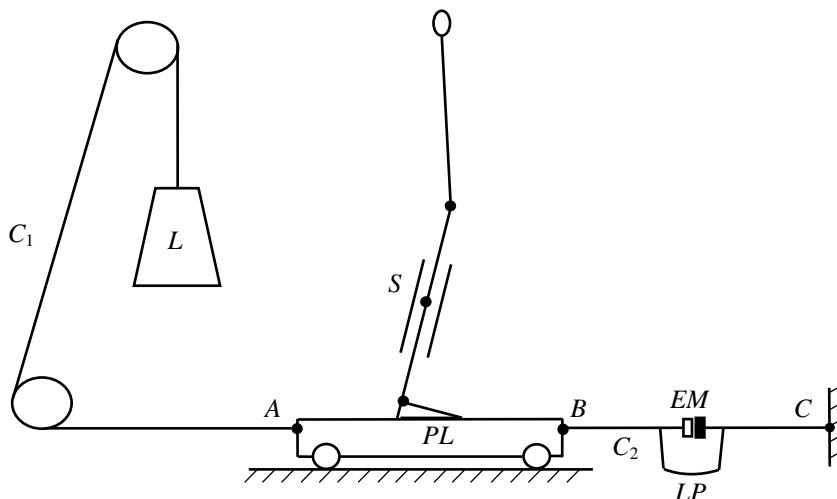


Рис. 1. Схема экспериментальной установки

В случае возмущения вертикального стояния интервал времени, на котором производился анализ кинематики, составлял 1,4 с: 50 мс до начала возмущения и 1350 мс после него, а в случае выполнения наклона – 50 мс до начала звукового сигнала и 1350 мс после него. Все данные для каждого испытуемого усреднялись по пробам с одинаковыми экспериментальными условиями (неподвижное стояние или наклон, с возмущением или без него). Процесс обработки проводился по усредненным данным с использованием стандартных методов статистического анализа (пакет программ SPSS). Оценка вариабельности средних показателей по всем испытуемым приводится в виде их стандартной ошибки (среднее значение \pm среднеквадратичное отклонение), если иное специально не оговорено.

Представление движения в виде суперпозиции собственных синергий

Динамика движения тела человека в сагиттальной плоскости рассматривается в линейном приближении на основе двухзвенной модели твердых тел, вращающихся вокруг двух идеальных цилиндрических шарниров, моделирующих голеностопный и тазобедренный суставы. Справедливость линейного приближения для наклонов в сагиттальной плоскости, не превышающих 60° , была показана в [3].

Уравнение движения имеет вид

$$\mathbf{C}\ddot{\boldsymbol{\varphi}} - \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\varphi}} = \mathbf{T} + \mathbf{P}a_x, \quad (1)$$

где $\boldsymbol{\varphi}$ – вектор углов в тазобедренном и голеностопном суставах, \mathbf{C} и \mathbf{D} – инерционная и гравитационная матрицы, \mathbf{T} – вектор суставных моментов, создаваемых мышечными усилиями, а $\mathbf{P}a_x$ – вектор моментов «возмущения», обусловленных движением платформы, a_x – ее горизонтальное ускорение. В векторе $\boldsymbol{\varphi}$ и матрицах \mathbf{T} и \mathbf{P} первая и вторая компоненты относятся соответственно к голеностопному и тазобедренному суставам.

Выражения для элементов матриц \mathbf{C} и \mathbf{D} и вектора \mathbf{P} приведены в Приложении. Антропометрические параметры испытуемых рассчитывались с помощью стандартных таблиц [21] с учетом их веса, роста и длины звеньев тела.

Линейное приближение позволяет представить движение в виде суперпозиции двух составляющих («собственных синергий»), каждая из которых является движением вдоль одного из двух собственных векторов \mathbf{w}_i уравнения (1), определяемых уравнением

$$\mathbf{C}\mathbf{w}_i = \lambda_i \mathbf{D}\mathbf{w}_i, \quad (2)$$

где λ_i – собственные значения. Индексы $i = H, A$ соответствуют доминированию тазобедренного (*Hip*) или голеностопного (*Ankle*) суставов в каждом из собственных векторов (см. уравнение (9)).

Представление уравнения (1) в терминах собственных синергий предполагает преобразование вектора суставных углов $\boldsymbol{\varphi}(t)$ в вектор «кинематических амплитуд» $\boldsymbol{\xi}(t)$ путем обращения уравнения

$$\boldsymbol{\varphi}(t) = \mathbf{W}\boldsymbol{\xi}(t), \quad (3)$$

где столбцы матрицы \mathbf{W} являются собственными векторами \mathbf{w}_i , а каждая из компонент вектора $\boldsymbol{\xi}(t)$ определяет временной ход движения вдоль соответствующего собственного вектора.

«Динамические амплитуды» η_i и χ_i для мышечных и возмущающих моментов сил в каждой из собственных синергий вычисляются путем подстановки (3) в (1).

Принимая во внимание (2), получаем два независимых скалярных динамических уравнения для каждой из собственных синергий:

$$-\lambda_i \ddot{\xi}_i + \xi_i = \eta_i + \chi_i a_x, \quad (4)$$

где векторы динамических амплитуд $\boldsymbol{\eta}$ и $\boldsymbol{\chi}$ соответственно

$$\boldsymbol{\eta}(t) = \mathbf{U}^{-1} \mathbf{T}(t), \quad \boldsymbol{\chi} = \mathbf{U}^{-1} \mathbf{P}, \quad (5)$$

а матрица

$$\mathbf{U} = -\mathbf{D}\mathbf{W} \quad (6)$$

определяет вклад каждой синергии в суммарные моменты сил в отдельных суставах. Как видно из (3) и (5), характерным свойством движения вдоль собственного вектора уравнения (1) является линейная связь между изменениями суставных углов (кинематическая синергия) и одновременно линейная связь между изменениями суставных моментов (динамическая синергия). Именно поэтому эти два движения логично назвать собственными синергиями.

Каждое из уравнений (4) эквивалентно уравнению движения для перевернутого маятника с моментом инерции λ_i . Взаимосвязи между перемещениями центра тяжести CG и центра давления CP , X_i^{CG} и X_i^{CP} , а также между соответствующими кинематическими и динамическими амплитудами, ξ_i и η_i имеют вид

$$X_i^{CG} = b_i \xi_i, \quad X_i^{CP} = b_i \eta_i, \quad (7)$$

где коэффициенты b_i приведены в Приложении. Здесь система осей координат связана с движущейся платформой.

Для «стандартного человека» массой 70 кг и ростом 170 см, имеющего «стандартные» антропометрические параметры звеньев тела [21], решение для уравнения (2) дает следующие собственные значения для A - и H -синергий:

$$\lambda_H = 0,020 \text{ с}^2, \quad \lambda_A = 0,108 \text{ с}^2, \quad (8)$$

и следующие собственные векторы (столбцы матрицы \mathbf{W} в (3)):

$$\mathbf{w}_H = \begin{pmatrix} -0,24 \\ 0,97 \end{pmatrix}, \quad \mathbf{w}_A = \begin{pmatrix} -0,94 \\ -0,34 \end{pmatrix}. \quad (9)$$

Векторы \mathbf{w}_i ($i = H, A$) в (9) расположены в соответствии с возрастанием собственного значения λ_i («момента инерции» собственных синергий). Компоненты этих векторов (относительные вклады каждого из двух суставов в собственные синергии) соответствуют голеностопному и тазобедренному суставам сверху вниз.

Коэффициенты χ_i и b_i ($i = H, A$) в (4) и (8) для «стандартного человека»

$$\begin{aligned} \chi_H &= 0,03 \text{ с}^2 \text{ рад/м}, & \chi_A &= 0,09 \text{ с}^2 \text{ рад/м}, \\ b_H &= 0,04 \text{ м/рад}, & b_A &= 0,74 \text{ м/рад}. \end{aligned} \quad (10)$$

Модели управления по обратной связи

Уравнение (4) представляет собой динамическое уравнение в терминах собственных синергий. Как отмечалось выше, в настоящей работе рассматриваются три модели управления по ОС: ОС1 – модель вязко-эластичной пружины без учета

ускорения, ОС2 – с учетом ускорения и ОС3 – с учетом ускорения и инерционного звена преобразования мышечной активности в мышечные силы. В первой модели предполагается, что корректирующие суставные моменты линейно зависят от суставных углов и угловых скоростей с временной задержкой. В терминах собственных синергий вместо корректирующих суставных моментов T рассматриваются динамические амплитуды η , а вместо суставных углов φ рассматриваются кинематические амплитуды ξ . Предполагается, что собственные синергии независимо управляются по ОС. Тогда корректирующая динамическая амплитуда η_i в каждой из синергий полностью определяется кинематической амплитудой ξ_i только в данной синергии, то есть при независимом управлении в каждой из синергий петля ОС1 описывается следующим уравнением: □

$$\eta_i(t) = \xi_i^{eq}(t) + K_i^S (\xi_i(t - \tau_i) - \xi_i^{eq}(t)) + K_i^V \dot{\xi}_i(t - \tau_i), \quad i = H, A, \quad (11)$$

где K_i^S и K_i^V могут быть названы «жесткостью» и «вязкостью» в терминах собственных синергий, τ_i есть задержка. Величина ξ_i^{eq} является параметром ПУ и определяет текущую равновесную конфигурацию тела. При спокойном стоянии эта величина является константой и определяет желаемую конфигурацию неподвижной позы (вертикальное положение тела). При выполнении наклона изменение этой величины определяет амплитуду движения. Первое слагаемое в правой части уравнения (11) задает статическую компоненту мышечных сил, компенсирующую действие силы тяжести, а остальные слагаемые определяют динамику перехода из начального в конечное положение.

Для модели ОС2 с учетом ускорения уравнение (11) принимает вид

$$\eta_i(t) = \xi_i^{eq}(t) + K_i^S (\xi_i(t - \tau_i) - \xi_i^{eq}(t)) + K_i^V \dot{\xi}_i(t - \tau_i) + K_i^a \ddot{\xi}_i(t - \tau_i), \quad i = H, A, \quad (12)$$

где последний член задает корректирующую поправку к мышечным силам с учетом ускорения.

Для модели ОС3 с учетом ускорения и инерционного звена преобразования мышечной активности в мышечные силы уравнение (12) принимает вид

$$\mu \dot{\eta}_i(t) + \eta_i(t) = \xi_i^{eq}(t) + K_i^S (\xi_i(t - \tau_i) - \xi_i^{eq}(t)) + K_i^V \dot{\xi}_i(t - \tau_i) + K_i^a \ddot{\xi}_i(t - \tau_i), \quad i = H, A, \quad (13)$$

где μ – постоянная времени инерционного звена, которая, следуя [20], принималась равной 40 мс.

Оценка параметров управления по обратной связи

Оценка коэффициентов в (11)–(13) для моделей ОС1–ОС3 основана на предположении, что параметры прямой связи не успевают существенно скорректироваться ЦНС за время порядка 1 с в ответ на короткое неожиданное внешнее возмущение [1, 2, 5, 10, 17]. Поэтому можно полагать, что сигнал ПУ $\xi_i^{eq}(t)$, а также коэффициенты K_i^S , K_i^V и K_i^a в пробах с возмущением остаются такими же, как и в пробах без возмущения. Таким образом, (4) для пробы без возмущения ($a_x = 0$) имеет вид

$$-\lambda_i \ddot{\xi}_i^u + \xi_i^u = \eta_i^u, \quad i = H, A, \quad (14)$$

где ξ_i^u и η_i^u – кинематические и динамические амплитуды синергий в пробах без возмущений (верхний индекс «*u*» – *unperturbed*) и, например, для модели ОС1

$$\eta_i^u(t) = \xi_i^{eq}(t) + K_i^S (\xi_i^u(t - \tau_i) - \xi_i^{eq}(t)) + K_i^V \dot{\xi}_i^u(t - \tau_i), \quad i = H, A. \quad (15)$$

Соответственно, для проб с возмущением ($a_i \neq 0$)

$$-\lambda_i \ddot{\xi}_i^p + \xi_i^p = \eta_i^p, \quad i = H, A, \quad (16)$$

где ξ_i^p и η_i^p – кинематические и динамические амплитуды синергий в пробах с возмущением (верхний индекс «*p*» – *perturbed*), и

$$\eta_i^p(t) = \xi_i^{eq}(t) + K_i^S (\xi_i^p(t - \tau_i) - \xi_i^{eq}(t)) + K_i^V \dot{\xi}_i^p(t - \tau_i), \quad i = H, A. \quad (17)$$

Существенно, что в силу отмеченной ранее относительно большой (порядка нескольких секунд [13]) постоянной времени корректировки параметров ПУ в ответ на короткое неожиданное возмущение в (15) и (17) сигнал ПУ $\xi_i^{eq}(t)$ и коэффициенты K_i^S и K_i^V одни и те же. Поэтому, вычитая (14) из (16) и (15) из (17), получаем уравнения для разностей $\Delta \xi_i = \xi_i^p - \xi_i^u$ и $\Delta \eta_i = \eta_i^p - \eta_i^u$:

$$-\lambda_i \Delta \ddot{\xi}_i + \Delta \xi_i = \Delta \eta_i + \chi_i a_x, \quad i = H, A, \quad (18)$$

$$\Delta \eta_i(t) = K_i^S \Delta \xi_i(t - \tau_i) + K_i^V \Delta \dot{\xi}_i(t - \tau_i), \quad i = H, A, \quad (19)$$

в которые не входит неизвестный сигнал ПУ $\xi_i^{eq}(t)$. Уравнения (18) и (19) использовались для оценки коэффициентов K_i^S и K_i^V в модели петли ОС1. Аналогично для моделей ОС2 и ОС3 получаем то же уравнение (18), а уравнение (19) принимает вид

$$\Delta \eta_i(t) = K_i^S \Delta \xi_i(t - \tau_i) + K_i^V \Delta \dot{\xi}_i(t - \tau_i) + K_i^a \Delta \ddot{\xi}_i(t - \tau_i), \quad i = H, A \quad (20)$$

для модели ОС2, а для модели ОС3

$$\mu \Delta \dot{\eta}_i(t) + \Delta \eta_i(t) = K_i^S \Delta \xi_i(t - \tau_i) + K_i^V \Delta \dot{\xi}_i(t - \tau_i) + K_i^a \Delta \ddot{\xi}_i(t - \tau_i), \quad i = H, A. \quad (21)$$

Параметры петли ОС (коэффициенты K_i^S , K_i^V , K_i^a и задержка τ_i) оценивались двумя различными методами.

Первый метод был основан на решении обратной задачи динамики. В соответствии с этим согласно (18) по экспериментально наблюдаемым кинематическим амплитудам ξ_i^p и ξ_i^u рассчитывались динамические амплитуды $\Delta \eta_i$. Затем коэффициенты K_i^S , K_i^V , K_i^a вычислялись как коэффициенты линейных регрессионных моделей (19) и (20) при различных значениях τ_i . Для третьей же модели петли ОС3, соответствующей (21), экспериментально полученные зависимости $\Delta \xi_i(t)$, $\Delta \dot{\xi}_i(t)$ и $\Delta \ddot{\xi}_i(t)$ вначале пропускались через фильтр первого порядка с постоянной времени $\mu = 40$ мс. В результате получались новые зависимости $\Delta \psi_i(t)$, $\Delta \dot{\psi}_i(t)$ и $\Delta \ddot{\psi}_i(t)$, которые затем использовались как независимые переменные в регрессионной модели

$$\Delta\eta_i(t) = K_i^S \Delta\psi_i(t - \tau_i) + K_i^V \Delta\dot{\psi}_i(t - \tau_i) + K_i^a \Delta\ddot{\psi}_i(t - \tau_i), \quad i = H, A. \quad (22)$$

В качестве оценки параметров петли ОС выбирались те их оптимальные значения, которые обеспечивали минимальную среднеквадратичную ошибку регрессии.

Второй метод оценки этих параметров был основан на решении прямой задачи динамики: уравнение (18) решалось при заданных коэффициентах K_i^S , K_i^V , K_i^a и задержке τ_i в (19), (20), (22). Поскольку во всех пробах движение начиналось из состояния покоя, то в качестве начальных условий полагалось, что $\Delta\xi_i(0) = 0$, $\Delta\dot{\xi}_i(0) = 0$. Полученные в результате кинематические амплитуды собственных синергий $\Delta\xi_i(t)$ либо их производные $\Delta\dot{\xi}_i(t)$ сравнивались с соответствующими экспериментальными данными. В качестве оценки параметров петли ОС выбирались те их оптимальные значения, которые обеспечивали минимальную среднеквадратичную ошибку либо для производной $\Delta\dot{\xi}_i(t)$, либо для $\Delta\xi_i(t)$.

Отметим, что при возмущении неподвижного стояния в качестве «невозмущенной» кинематической амплитуды использовалось значение $\xi^u(t) = \xi^{eq}(t) = \text{const}$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Наблюдаемая кинематика движений

На рис. 2 представлена суперпозиция графиков суставных угловых скоростей в пробах с наклонами без возмущения. Слева (рис. 2, а) показаны кривые, начинающиеся за 50 мс до звукового сигнала и синхронизированные с моментом начала звукового сигнала. Видно, что время реакции на сигнал значительно изменялось от пробы к пробе, в то время как временной профиль движения оставался стабильным. Для расчета усредненных данных, используемых для анализа, производилось выравнивание кривых по времени (рис. 2, б) с помощью следующей итерационной процедуры. Вначале вычислялся средний профиль скорости в тазобедренном суставе (жирная линия на рис. 2, а, Тб сустав). После этого находилась кросс-корреляционная функция между полученным средним профилем и профилем в каждой из проб в отдельности, и каждый такой профиль сдвигался по оси времени на величину, соответствующую максимуму кросс-корреляционной функции. Затем находился новый средний профиль, и процедура повторялась до ее сходимости. Полученное в результате время сдвига для каждой пробы использовалось для выравнивания всех остальных временных зависимостей в данной пробе. Время сдвига использовалось для оценки среднего времени реакции на звуковой сигнал и ее вариабельности для каждого испытуемого. Вариабельность времени реакции оказалась относительно большой и составила в среднем по всем испытуемым 59 мс. Как показано на рис. 2, а, без процедуры выравнивания осреднение отдельных проб дает плохую оценку кинематики наклона.

Рис. 3 соответствует формату рис. 2, но для проб с наклонами в присутствии возмущения. Видно, что в серии проб с возмущениями вариабельность времени сдвига оказалось существенно меньше, чем без возмущений (12 мс в среднем по всем испытуемым). Это, естественно, связано не с уменьшением вариабельности времени реакции на звуковой сигнал, а с тем, что профиль скорости определяется не только наклоном как таковым, но и пассивной реакцией на возмущение. Поскольку момент начала возмущения был фиксирован, то и пассивная реакция на возмущение была

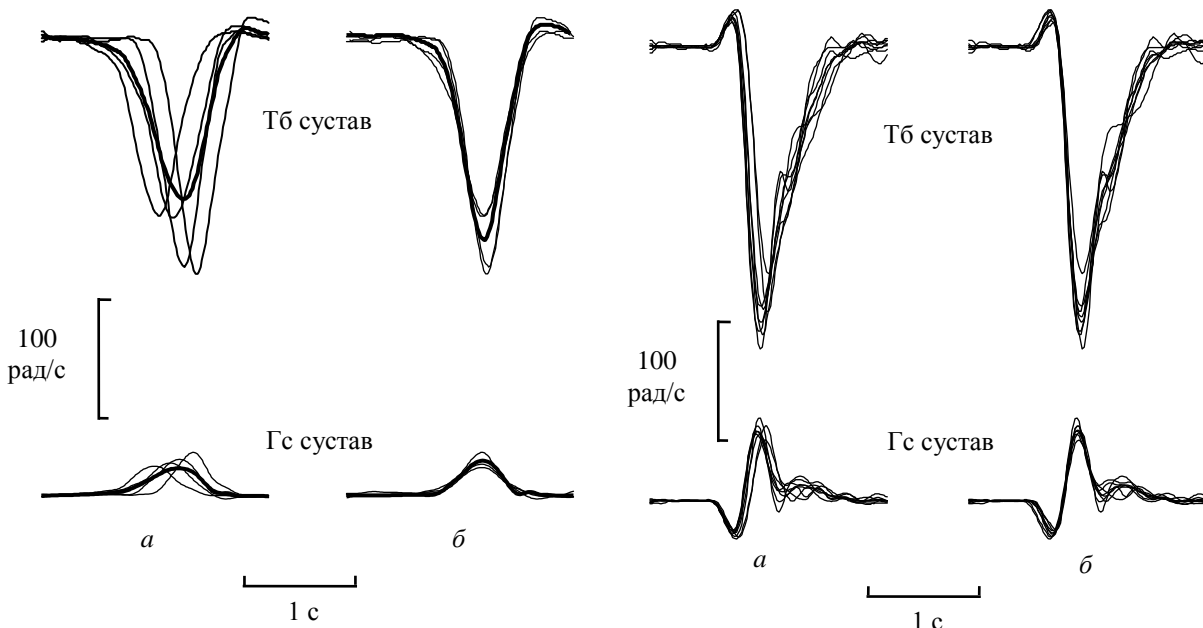


Рис. 2. Угловые скорости в тазобедренном (Тб) и голеностопном (Гс) суставах в пробах с наклонами без возмущений для одного из испытуемых: *а* – суперпозиция проб без выравнивания по времени, *б* – с выравниванием. Тонкие линии соответствуют каждой отдельной пробе, а жирные линии – их осреднению

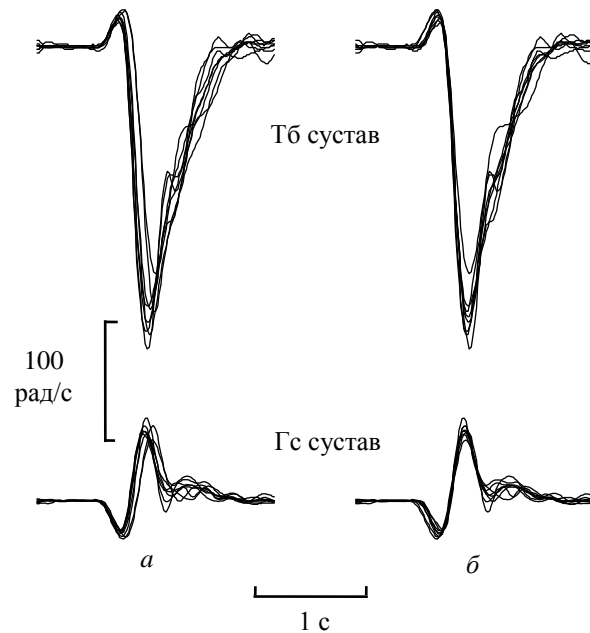


Рис. 3. Угловые скорости в тазобедренном (Тб) и голеностопном (Гс) суставах в пробах с наклонами в присутствии возмущений для одного из испытуемых: *а* – суперпозиция проб без выравнивания по времени, *б* – с выравниванием. Тонкие линии соответствуют каждой отдельной пробе, а жирные линии – их осреднению

стабильной от пробы к пробе, что и стабилизировало общий профиль скорости. Невозможность выровнять профиль скорости в серии «возмущенных» проб по отношению ко времени реакции испытуемого на звуковой сигнал составляла основную методическую трудность анализа, так как при получении (19), (20) и (21) сделано принципиальное предположение о равенстве временного профиля сигнала ПУ в пробах с возмущением и без него. Очевидно, что данное предположение эквивалентно предположению о равенстве временного хода изменения суставных углов, связанного с наклоном как таковым. Однако, как показано на рис. 2, оценки этого временного хода с выравниванием профиля скоростей и без выравнивания могут заметно различаться (сравни жирные линии на рис. 2, *а* и 2, *б*). Поэтому при получении (19), (20) и (21) в принципе невозможно избежать ошибки, связанной с несовпадением оценок временного хода сигнала ПУ в пробах с возмущением и без него. Мы предполагаем, что вклад этой ошибки в (18) мал по сравнению с вкладом от возмущения, вызванного ускорением платформы, которое входит в последний член в (18). Однако точно оценить ошибку от вариабельности временного хода сигнала ПУ от пробы к пробе невозможно.

На рис. 4, *а* приведены изменения углов в голеностопном (Гс) и тазобедренном (Тб) суставах, осредненные по пробам, с наклонами без возмущения (жирные линии) и с возмущением (тонкие линии), а на рис. 4, *б* – соответствующие перемещения *CG* для *A*- и *H*-синергий, рассчитанные по (3) и (7). На рис. 4, *в* показано ускорение платформы, осредненное по пробам с возмущением. Отметим, что после возмущения конфигурация тела, соответствующая *H*-синергии, приходит в то же самое равновесное положение, что и без возмущения, в то время как конечные конфигурации тела, соответствующие *A*-синергии, при наличии и отсутствии возмущения существенно не совпадают (см. рис. 4, *б*). Это согласуется с нашей основной гипотезой, что указанные синергии управляются независимо, поэтому их изменения, вызванные возмущением, имеют

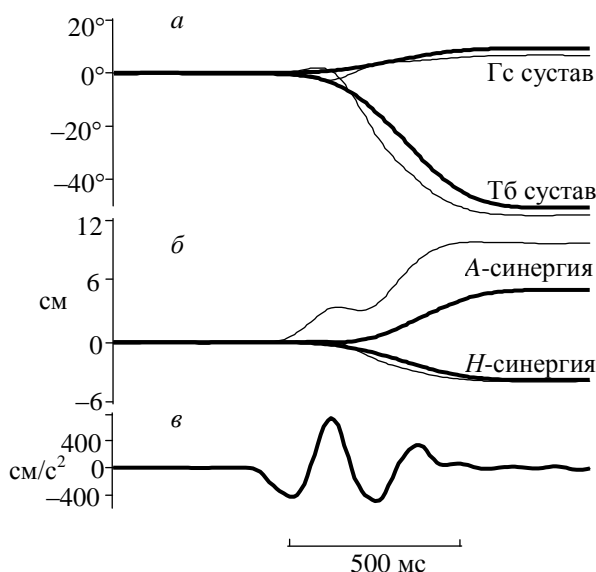


Рис. 4. Изменение углов в голеностопном (Гс) и тазобедренном (Тб) суставах (а), перемещение *CG* для *A*- и *H*-синергий (б), ускорение платформы (в) для одного из испытуемых. Жирные линии – осреднение по пробам без возмущений, тонкие линии – осреднение по пробам с возмущением

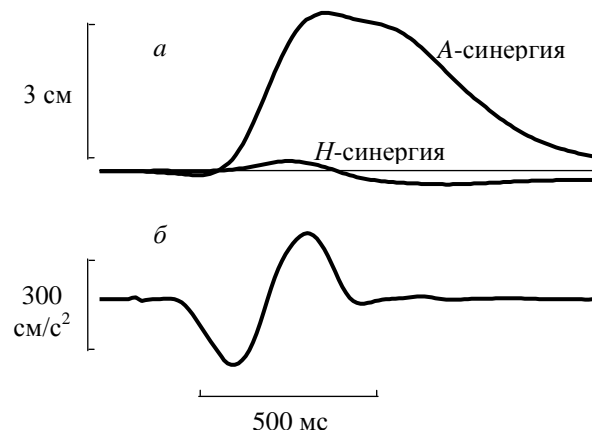


Рис. 5. Перемещение *CG* для *A*- и *H*-синергий (а) и ускорение платформы (б) для одного из испытуемых в пробах с возмущением вертикального стояния. Тонкая горизонтальная линия на верхней панели (а) соответствует начальному положению *CG* для *A*- и *H*-синергий

столь различный характер. В среднем по всем испытуемым полное конечное перемещение *CG* в пробах без возмущения составило $(2,2 \pm 0,9)$ см (из них $(-3,9 \pm 0,5)$ см по *H*-синергии и $(6,2 \pm 1,1)$ см по *A*-синергии), а в пробах с возмущением $(7,0 \pm 1,1)$ см (из них $(-3,8 \pm 0,4)$ см по *H*-синергии и $(10,8 \pm 1,3)$ см по *A*-синергии). При этом конечные перемещения *CG* для *H*-синергии в случае без возмущения и при его наличии статистически не различались (*One-Way ANOVA*, $p = 0,835$). В то время как для *A*-синергии они достоверно отличались ($p = 0,028$).

Равенство конечных равновесных конфигураций тела в случае возмущенных и невозмущенных движений для *H*-синергии представляется естественным, так как именно эта синергия соответствует целенаправленному наклону корпуса на заданный угол [2, 3, 4, 15], и поэтому ее конечная равновесная конфигурация является предметом специального контроля со стороны ЦНС.

В отличие от этого *A*-синергия при наклоне корпуса является вспомогательной по отношению к *H*-синергии, обеспечивая позную компоненту движения. Как показано на рис. 4, б, конечное перемещение *CG* по *H*-синергии отрицательное, т.е. направлено назад. Перемещение *CG* по *A*-синергии направлено вперед, компенсируя перемещение по *H*-синергии. В среднем по всем испытуемым, участвовавшим в настоящем исследовании, наблюдается небольшая перекомпенсация (вперед на 2,2 см при невозмущенных и на 7,0 см при возмущенных наклонах, как отмечено выше). Тем не менее полное перемещение *CG* осталось в пределах площади опоры, и поэтому, по-видимому, конечная конфигурация тела в *A*-синергии не является предметом специального контроля со стороны ЦНС.

При неподвижном стоянии, в отличие от случая с выполнением наклонов, обе синергии, как *H*-, так и *A*-, специально контролируются ЦНС, так как при неподвижном стоянии поведенческой целью является поддержание фиксированной позы. Об этом свидетельствует, в частности, незначительное конечное перемещение *CG* в пробах с возмущением вертикального стояния (рис. 5, а). При вертикальном стоянии конечное

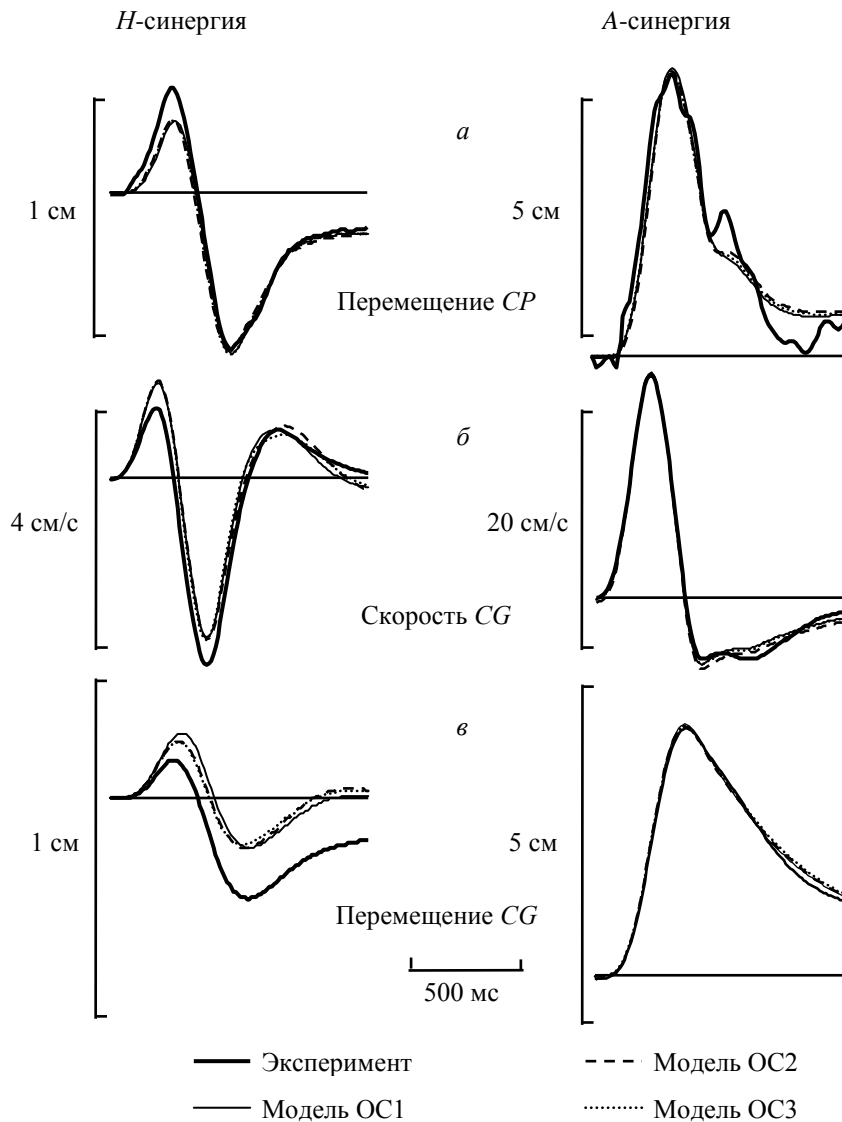


Рис. 6. Пример аппроксимации экспериментальных данных при возмущении вертикального стояния: перемещение X_i^{CP} (а), скорость \dot{X}_i^{CG} (б) и перемещение X_i^{CG} (в). Жирные линии – экспериментальные данные, сплошные тонкие линии – аппроксимация по модели ОС1, уравнение (19), штриховые линии – ОС2, уравнение (20), пунктирные линии – ОС3, уравнение (22)

перемещение CG в результате возмущения по H -синергии составило $(-0,3 \pm 0,1)$ см, а по A -синергии $(1,8 \pm 0,8)$ см. Напомним, что во время наклона возмущение приводило к дополнительному перемещению CG по A -синергии в среднем на 4,6 см по сравнению с невозмущенным наклоном (10,8 см при возмущении и 6,2 см без возмущения, см. выше).

Сравнение временного хода движения платформы при неподвижном стоянии (рис. 5, б) и при выполнении наклона (см. рис. 4, в) показывает, что движение массивного корпуса во время наклона существенно изменяет характер возмущения. Так, в пробах с возмущением неподвижного стояния временной профиль ускорения платформы имеет простой двухфазный характер: ускорение платформы назад сменяется ее замедлением (см. рис. 5, б). В то же время в пробах с возмущением во время выполнения наклона он имеет более сложный многофазный характер (см. рис. 4, в).

Параметры петли обратной связи при вертикальном стоянии

Рис. 6 иллюстрирует точность аппроксимации экспериментальных данных с помощью моделей ОС1, ОС2 и ОС3 петли обратной связи при возмущении вертикального стояния. Усредненные по всем испытуемым оптимальные параметры K^S , K^V , K^a и τ петли ОС в случае вертикального стояния показаны на рис. 8 белыми столбиками. Оптимальные параметры соответствуют минимальной среднеквадратичной ошибке между данными, рассчитанными по экспериментальным измерениям (рис. 6, жирные линии), и результатами их различной аппроксимации. Рис. 6, а демонстрирует точность аппроксимации перемещения CP , рассчитанного методом решения обратной задачи динамики. Рис. 6, б, в демонстрирует точность аппроксимации скорости перемещения CG и его положения соответственно. Аппроксимация скорости перемещения CG и его положения получена методом решения прямой задачи динамики. Тонкими линиями представлены аппроксимации, полученные по модели ОС1, штриховыми – ОС2, пунктирными – ОС3.

Для каждой из моделей ОС1–ОС3 варианты «а», «б» и «в» на рис. 8 соответствуют методам аппроксимации, использованным для построения графиков на панелях «а», «б» и «в» на рис. 6. Минимальная ошибка Err показана в процентах от размаха экспериментальных значений X_i^{CP} , \dot{X}_i^{CG} и X_i^{CG} ($i = H, A$) соответственно.

Рис. 6, а показывает, что все три модели ОС дают хорошую аппроксимацию для CP , вычисленного по экспериментальным данным. Ошибки приближения CP (см. рис. 6, а, 8, а) для A -синергии существенно больше, чем для H -синергии, хотя, как видно из рис. 6а (справа), аппроксимирующие кривые и для A -синергии достаточно хорошо отражают общий ход экспериментальной кривой для CP . Относительно большие ошибки аппроксимации перемещения CP для A -синергии связаны с большим вкладом высокочастотного шума в оценку положения CP методом решения обратной задачи динамики. Согласно (7) и (18) в оценку положения CP входит слагаемое, содержащее вторую производную от координаты CG . При двойном дифференцировании влияние высокочастотного шума значительно возрастает. Вклад шума в оценку CP для A -синергии значительно больше, чем для H -синергии, поскольку, как видно из (8), для A -синергии коэффициент λ_A в (18) в пять раз превосходит λ_H .

На рис. 6, б, в сравниваются кривые, аппроксимирующие скорость и перемещение CG в H - и A -синергиях, рассчитанные по моделям петли ОС1–ОС3 с помощью решения прямой задачи динамики. Результаты, усредненные по всем испытуемым, приведены на рис. 8, варианты «б» и «в» (белые столбики).

Аппроксимация скорости и перемещения CG по A -синергии (см. рис. 6, б, в; рис. 8, варианты «б» и «в») значительно точнее, чем аппроксимация перемещения CP (см. рис. 6, а; рис. 8, вариант «а»). Относительная ошибка аппроксимации для X_A^{CG} для всех моделей уменьшилась до $(3,7 \pm 0,6)\%$ по сравнению с ошибкой $(14,6 \pm 0,5)\%$ для X_A^{CP} , поскольку решение прямой задачи динамики не связано с дифференцированием экспериментальных данных, как при решении обратной задачи. Напротив, ошибка аппроксимации перемещения X_H^{CG} в H -синергии возросла до $(28,5 \pm 1,6)\%$ по сравнению с $(5,2 \pm 0,2)\%$ для X_H^{CP} . При этом ошибка аппроксимации скорости перемещения \dot{X}_H^{CG} возрастает лишь до $(7,1 \pm 0,5)\%$. При решении прямой задачи динамики предполагалось, что начальная скорость CG была нулевой, хотя реально она могла отличаться от нуля. Даже небольшое отличие ее от нуля при интегрировании по времени дает значительный вклад в перемещение X_H^{CG} . Подбором начальной скорости

удаётся существенно уменьшить ошибку в оценке координаты CG . Другие возможные источники ошибки связаны с нелинейными эффектами в петле ОС и/или с изменениями ее параметров по ходу выполнения движения. Как видно из рис. 6, a , аппроксимация X_H^{CP} в начальной фазе движения хуже, чем в конечной. Ошибку можно было существенно уменьшить, допустив возможность изменения параметров петли ОС в конечной фазе по сравнению с начальной.

Следует отметить, что все три модели ОС (без учета ускорения, с его учетом и с использованием инерционного звена первого порядка для расчета мышечных усилий) имели примерно одинаковую точность. Естественно, что введение дополнительного коэффициента K^a в модель петли ОС увеличивало точность аппроксимации для каждого индивидуального испытуемого, однако это увеличение (в среднем менее чем на 1%) было незначительным по сравнению с общей точностью аппроксимации.

В целом значения, полученные для модели петли ОС1 методом решения обратной задачи динамики, согласуются с данными, приведенными в [1, 5]. Результаты, полученные в настоящей работе, показаны на рис. 8 (ОС1, вариант «а»). В работе [1] было получено (среднее значение \pm среднеквадратичное отклонение): $K_H^S = 1,15 \pm 0,07$, $K_H^V = (0,17 \pm 0,02)с$, $\tau_H = (61 \pm 10)мс$, $K_A^S = 1,15 \pm 0,06$, $K_A^V = (0,30 \pm 0,05)с$, $\tau_A = 120 \pm 22мс$. В настоящей же работе соответственно получено: $K_H^S = 1,30 \pm 0,07$, $K_H^V = (0,11 \pm 0,04)с$, $\tau_H = (56 \pm 20)мс$, $K_A^S = 1,00 \pm 0,07$, $K_A^V = (0,19 \pm 0,10)с$, $\tau_A = (48 \pm 18)мс$. Некоторые количественные расхождения могут быть связаны с индивидуальными различиями испытуемых и/или различными экспериментальными условиями (например, в работах [1, 17] не проводилась блокировка коленных суставов).

Параметры петли обратной связи при выполнении наклона корпуса

Рис. 7 иллюстрирует точность аппроксимации экспериментальных данных с помощью трех рассматриваемых моделей петли ОС при возмущении движения во время произвольного наклона корпуса. Формат данного рисунка в точности соответствует формату рис. 6. Отметим, что кривые на рис. 7 соответствуют разностям $\Delta X^{CP} = X^{CP,p} - X^{CP,u}$ (рис. 7, a), $\Delta \dot{X}^{CG} = \dot{X}^{CG,p} - \dot{X}^{CG,u}$ (рис. 7, b), и $\Delta X^{CG} = X^{CG,p} - X^{CG,u}$ (рис. 7, $в$), где индексы p и u соответствуют возмущенному и невозмущенному движениям.

Сравнение рис. 6 и 7 показывает, что в целом возмущение движения по H -синергии при наклоне корпуса мало отличалось от случая возмущения при вертикальном стоянии. В то же время для A -синергии при наклоне реакция на возмущение имеет более сложный «многофазный» характер, что отражает более сложный паттерн «возмущающего» движения платформы (сравни рис. 5, b и 4, $в$). Отметим, что данные на рис. 6 и 7 для H -синергии показаны в масштабе в 5 раз более крупном, чем для A -синергии. Таким образом, способ и параметры возмущения, выбранные в настоящей работе, приводили к тому, что амплитуда отклика на возмущение оказалась по A -синергии приблизительно в пять раз больше, чем по H -синергии.

Усредненные оптимальные параметры петли ОС для всех испытуемых приведены на рис. 8. Сравнение результатов, полученных для случаев вертикального стояния (белые столбики) и выполнения наклона (черные столбики), показывает, что точность аппроксимации экспериментальных данных для всех моделей и методов для обоих случаев оказалась примерно одинаковой. Можно отметить, что ошибка Err по координате X_H^{CG} для перемещения CG по H -синергии в случае наклона даже

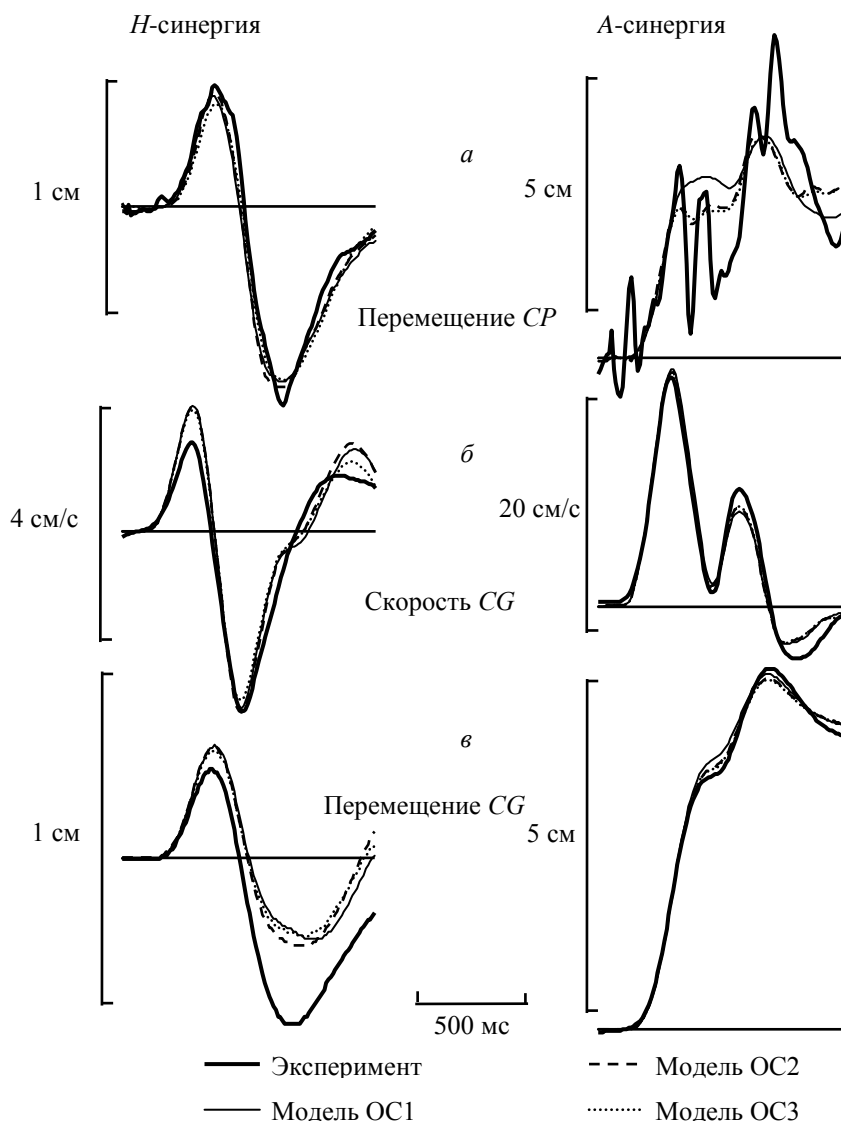


Рис. 7. Пример аппроксимации экспериментальных данных при возмущении во время наклона корпуса. Формат рисунка совпадает с форматом рис. 6

уменьшилась ($p = 0,03$), сравним белые и черные столбики для Err в H -синергии на рис. 8 (OC1–OC3, вариант «в»). Наиболее заметным изменением параметров петли ОС в случае наклона по сравнению со случаем вертикального стояния оказалось увеличение жесткости и вязкости в H -синергии: в среднем по всем испытуемым, моделям и методам $K_H^S = 1,29 \pm 0,02$, $K_H^V = (0,17 \pm 0,01)$ с для вертикального стояния и $K_H^S = 1,73 \pm 0,04$, $K_H^V = (0,20 \pm 0,01)$ с для наклонов (значимость различия средних $p < 0,001$ для K_H^S и $p = 0,01$ для K_H^V). Такое увеличение этих параметров петли ОС связано, по-видимому, с тем, что движение именно вдоль H -синергии является целенаправленным при выполнении наклона корпуса [4, 15] и поэтому контролируется ЦНС «более жестко». Известно, например, что при выполнении целенаправленного движения рукой параметры петли управления по ОС также возрастают по сравнению с состоянием покоя [10, 11, 12]. В отличие от H -синергии движение вдоль A -синергии является вспомогательным [4, 15] и поэтому контролируется ЦНС «менее жестко». Соответственно, жесткость в A -синергии при наклоне даже снизилась (в среднем по

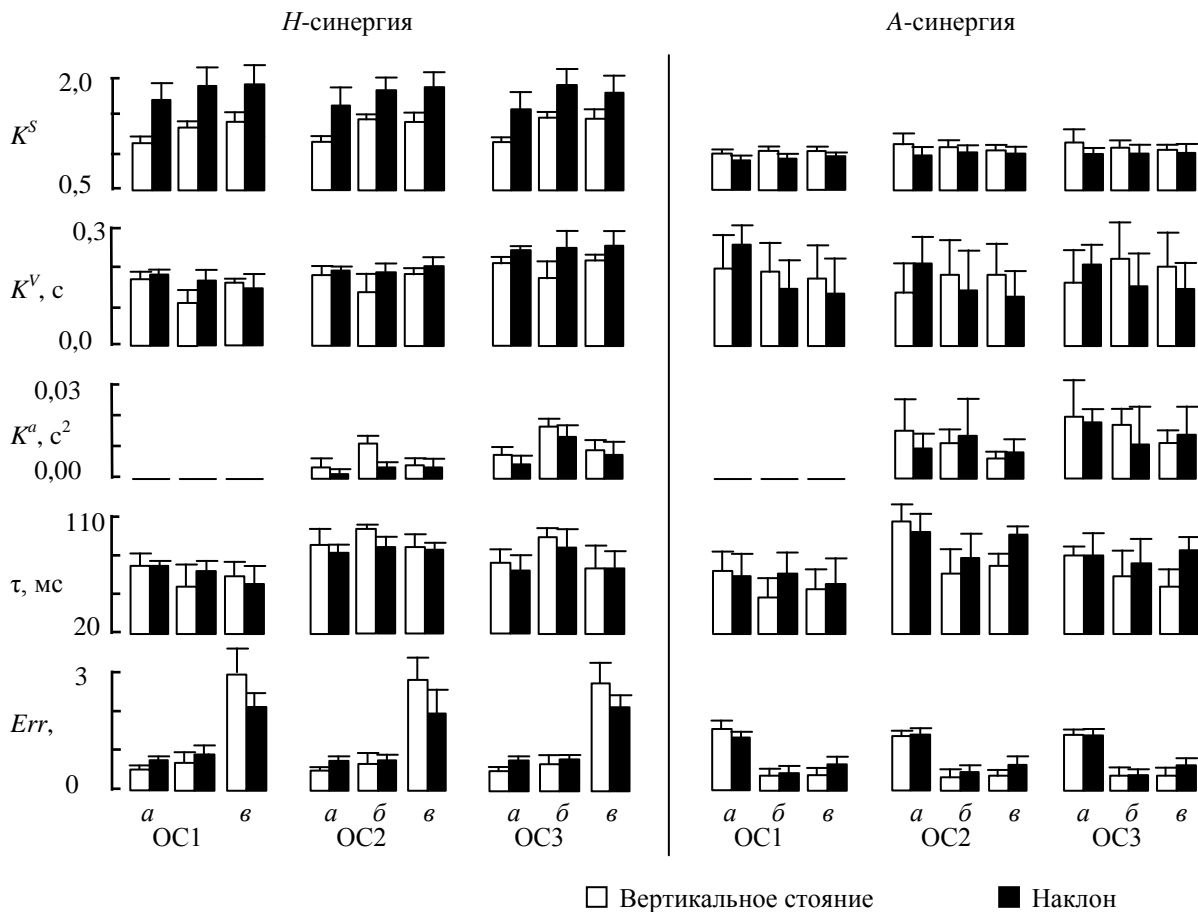


Рис. 8. Усредненные по всем испытуемым (среднее значение \pm среднее квадратичное отклонение) оптимальные параметры петли ОС (K^S , K^V , K^a , τ) и ошибки аппроксимации ($Err, \%$), приведенные к размаху экспериментальных данных, для трех моделей петли обратной связи: OC1 – модель (19), OC2 – модель (20), OC3 – модель (22). Варианты «а», «б» и «в» соответствуют трем методам аппроксимации экспериментальных данных: «а» – аппроксимация X_i^{CP} , «б» – \dot{X}_i^{CG} , «в» – X_i^{CG} . Варианты «а», «б» и «в» соответствуют трем панелям «а», «б» и «в» на рис. 6 и 7

всем испытуемым, моделям и методам от значения $K_A^S = 1,03 \pm 0,02$ при вертикальном стоянии до значения $K_A^S = 0,95 \pm 0,02$ для наклонов).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Основной целью настоящей работы была проверка гипотезы о независимом контроле собственных синергий по обратной связи при выполнении целенаправленного наклона корпуса в сагиттальной плоскости. Ранее данная гипотеза была подтверждена авторами при контроле вертикального стояния [1, 5]. Особенностью собственной синергии (движения вдоль одного из собственных векторов динамического уравнения) является наличие линейной связи одновременно как для изменения всех суставных углов (кинематическая синергия), так и для изменения всех суставных моментов сил (динамическая синергия). Такая особенность является уникальной для собственных векторов динамического уравнения, поэтому естественно предположить, что собственные синергии представляют собой не только формальные математические структуры, но являются целостными единицами двигательного управления, специально выделяемыми ЦНС для контроля сложных многосуставных систем. Недавно эта гипотеза была подтверждена также в работах Тинг с соавторами [19, 20] при возмущениях вертикального стояния человека. С помощью регистрации электромиографической активности дистальных и проксимальных мышц было

показано, что активности всех мышц высоко скоррелированы по времени и управлялись по обратной связи по положению, скорости и ускорению центра тяжести тела, т.е. фактически по модели ОС3, соответствующей уравнению (13) настоящей работы. В работах [19, 20] исследование ограничивалось *A*-синергией, в которой доминирует вращение вокруг голеностопного сустава, а корпус и нижние конечности можно рассматривать как единое твердое тело. В отличие от этого в нашем исследовании учитывается также и вклад *H*-синергии в ответ на возмущение вертикальной позы, хотя, как показано на рис. 6, вклад *H*-синергии в перемещение *CG* и *CP*, действительно, примерно в пять раз меньше, чем вклад *A*-синергии. Тем не менее нам удалось выделить *H*-синергию как отдельную компоненту движения и показать, что она управляется по обратной связи независимо от *A*-синергии. Таким образом, в настоящей работе подтвердились результаты, полученные ранее авторами при исследовании управления по ОС во время вертикального стояния [1, 5]. Как и в работах [1, 5, 20], аргументом в пользу независимости управления каждой отдельной синергией является высокая точность аппроксимации экспериментальных данных по моделям ОС, учитывающим кинематику только в этой синергии.

В данной работе показано, что *H*- и *A*-синергии управляются по ОС независимо друг от друга и при целенаправленном наклоне корпуса. В этом случае, как показано в [4, 15], наклон корпуса как таковой обеспечивается движением по *H*-синергии, а *A*-синергия обеспечивает вспомогательную позную компоненту движения. По-видимому, именно этот факт объясняет увеличение жесткости K_H^S петли ОС при управлении *H*-синергией во время наклона корпуса по сравнению со случаем неподвижного вертикального стояния, в то время как такого изменения для *A*-синергии не наблюдалось (см. рис. 8). Как известно, во время выполнения целенаправленных движений жесткость управления по ОС существенно возрастает по сравнению с состоянием покоя [10, 11, 12]. Изменение жесткости для *H*-синергии без изменения жесткости для *A*-синергии является дополнительным аргументом в пользу гипотезы о независимом управлении данными синергиями.

В настоящей работе было проведено сравнение трех моделей управления по ОС: ОС1 – управление мышечными силовыми моментами в суставах по положению и скорости *CG*; ОС2 – по положению, скорости и ускорению *CG*; ОС3 – управление активностью мышц по положению, скорости и ускорению *CG*. В модели ОС3, как и в работе [20], преобразование активности мышц в силы определялось с помощью инерционного звена первого порядка с постоянной времени 40 мс. Учет ускорения *CG* и инерционного звена не привел к существенному увеличению точности аппроксимации и изменению оценки параметров петли ОС по сравнению с наиболее простой моделью ОС1, использованной авторами ранее [1, 5]. В настоящей работе сравнивались также два различных метода оценки параметров ОС – с помощью решения либо обратной, либо прямой задачи динамики. В первом методе по наблюдаемой кинематике движения рассчитывалось перемещение *CP*, которое непосредственно аппроксимировалось моделями ОС1–ОС3 (вариант «а» на рис. 6, 7 и 8). Данный метод является наиболее простым, так как основан на использовании стандартной линейной регрессии. Именно этот метод был использован авторами ранее [1, 5]. Во втором методе модели ОС1–ОС3 использовались для решения уравнения движения и результаты решения сравнивались с экспериментально наблюдаемой кинематикой (варианты «б» и «в» на рис. 6, 7 и 8). Второй метод более сложен по сравнению с первым, поскольку требует нелинейной процедуры оптимизации параметров петли ОС для минимизации ошибки аппроксимации. Однако этот метод в отличие от первого не требует двукратного дифференцирования экспериментальных данных, неизбежно увеличивающего высокочастотный шум.

Второй метод применялся для оценки параметров петли ОС в работах [6, 14, 17, 20]. Для *H*-синергии более точная аппроксимация экспериментальных данных достигается в вариантах «а» и «б», а для *A*-синергии – в вариантах «б» и «в». При этом значения самих параметров ОС при расчете по всем вариантам оказались близкими (см. рис. 8). В целом, разброс значений этих параметров, полученных в настоящей работе с помощью различных моделей и методов, оказался в пределах их разброса по литературным данным (см. обзор, приведенный в работе [5]).

Аналогично тому, как это сделано в работе [18], мы полагаем, что полученные в настоящей работе величины временных задержек и коэффициентов усиления обратной связи представляют некоторые «эффективные» значения, являющиеся результатом комбинированного влияния сенсорных сигналов различной модальности. Сенсомоторная интеграция объединяет проприоцептивную, зрительную, вестибулярную, тактильную и мышечную системы, каждая из которых имеет свои специфические переходные характеристики. Поскольку авторы показали, что обе собственные синергии контролируются независимо по обратной связи, то система управления должна быть способна оценивать вклад каждой из них в текущую конфигурацию тела. Так как проприоцептивная система обеспечивает ЦНС полной информацией о текущей конфигурации тела, разумно предполагать, что именно эта система является наиболее важной для стабилизации позы и движения.

Таким образом, проведенное исследование позволяет сделать следующие три вывода. Во-первых, движения вдоль собственных векторов динамического уравнения (собственные синергии) представляют собой целостные единицы двигательного контроля, которые независимо управляются ЦНС по обратной связи при контроле как позы, так и целенаправленного движения. Данное заключение согласуется с результатами предыдущей работы [4], показывающими, что собственные движения находятся также под независимым прямым управлением ЦНС при целенаправленных движениях корпуса. Во-вторых, жесткость в петле обратной связи для *H*-синергии существенно возрастает при целенаправленном движении по сравнению со спокойным стоянием. В то же время для *A*-синергии она практически не изменяется. Этот результат также согласуется с результатами работы [4], в которой было показано, что именно *H*-синергия связана с основной поведенческой задачей – наклоном корпуса на определенный угол, в то время как *A*-синергия является вспомогательной позной компонентой движения. Известно, что при выполнении целенаправленных движений жесткость управления по ОС возрастает по сравнению с состоянием покоя. В-третьих, петля обратной связи в каждой из собственных синергий может быть аппроксимирована линейной вязкоэластичной пружиной с временной задержкой. Задержка и коэффициенты усиления обратной связи являются результатом комбинированного влияния вязкоэластичных свойств нервно-мышечного аппарата и сенсорных сигналов различной модальности в основном, по-видимому, проприоцептивных.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают глубокую благодарность профессору Ж. Масьону за помощь в проведении эксперимента и обсуждении результатов.

Настоящее исследование поддерживалось грантами РФФИ 07-04-01641а и РГНФ 09-06-00883а.

ПРИЛОЖЕНИЕ

Введем обозначения:

$$C'_{11} = m_1 c_1^2 + m_2 l_1^2 + I_1; C'_{12} = C'_{21} = m_2 c_2 l_1; C'_{22} = m_2 c_2^2 + I_2;$$

$$P'_1 = m_1 c_1 + m_2 l_1; P'_2 = m_2 c_2;$$

$$D'_{11} = P'_1 g; D'_{21} = D'_{12} = 0; D'_{22} = P'_2 g;$$

$$B_1 = -(m_1 c_1 + m_2 l_1 + m_2 c_2) / (m_1 + m_2);$$

$$B_2 = -m_2 c_2 / (m_1 + m_2),$$

где параметры m , I , l , и c для каждого из двух сегментов (индекс 1 – нижние конечности, индекс 2 – корпус) соответствуют его массе, моменту инерции относительно его центра масс, длине и расстоянию от центра масс до дистального конца сегмента. Коэффициенты C'_{ij} и D'_{ij} определяют инерционную и гравитационную матрицы в терминах углов отклонения каждого сегмента относительно вертикали.

Тогда выражения для элементов матриц **C** и **D**, вектора **P** в уравнении (1) и коэффициентов b_i ($i = A, H$) в уравнениях (7) имеют вид

$$\mathbf{C} = \mathbf{R}^T \mathbf{C}' \mathbf{R}, \mathbf{D} = \mathbf{R}^T \mathbf{D}' \mathbf{R}, \mathbf{P} = \mathbf{R}^T \mathbf{P}', \text{ и } b_i = \mathbf{B}^T \mathbf{w}_i,$$

где $\mathbf{R} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 1 & 1 \end{pmatrix}$.

Более детально вывод уравнения движения и соответствующих коэффициентов приведен в работе [11].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Александров, А.В. Биомеханический анализ стратегий поддержания равновесия при вертикальном стоянии человека / А.В. Александров, А.А. Фролов, Ф.Б. Хорак, П. Карлсон-Кухта, С. Парк // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 3. – С. 30–47.
2. Александров, А.В. Стратегия поддержания равновесия при наклоне корпуса на узкой опоре у человека / А.В. Александров, А.А. Фролов, Ж. Масьон // Российский журнал биомеханики. – 2002. – Том 6, № 4. – С. 63–78.
3. Alexandrov, A.V. Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. I. Modeling / A.V. Alexandrov, A.A. Frolov, J. Massion // Biological Cybernetics. – 2001. – Vol. 84. – P. 425–434.
4. Alexandrov, A.V. Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. II. Experimental study / A.V. Alexandrov, A.A. Frolov, J. Massion // Biological Cybernetics. – 2001. – Vol. 84. – P. 435–443.
5. Alexandrov, A.V. Feedback equilibrium control during human standing / A.V. Alexandrov, A.A. Frolov, F.B. Horak, P. Carlson-Kuhta, S. Park // Biological Cybernetics. – 2005. – Vol. 93. – P. 309–322.
6. Barin, K. Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane / K. Barin // Biological Cybernetics. – 1989. – Vol. 61. – P. 37–50.
7. Feldman, A.G. The origin and use of postural frames of reference in motor control / A.G. Feldman, M.F. Levin // Behavioral Brain Science. – 1995. – Vol. 18. – P. 723–806.
8. Ferrigno, G. ELITE: a digital dedicated hardware system for movement analysis via real time TV signal processing / G. Ferrigno, A. Pedotti // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1985. – Vol. 32. – P. 943–950.
9. Fitzpatrick, R. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances / R. Fitzpatrick, D. Burke, S.C. Gandevia // Journal of Neurophysiology. – 1996. – Vol. 76. – P. 3994–4008.

10. *Frolov, A.A.* Adjustment of the human arm viscoelastic properties to the direction of reaching / A.A. Frolov, R.A. Prokopenko, M. Dufosse, F.B. Ouezdou // *Biological Cybernetics*. – 2006. – Vol. 94. – P. 97–109.
11. *Gomi, H.* Equilibrium-point control hypothesis examined by measuring arm stiffness during multijoint movement / H. Gomi, M. Kawato // *Science*. – 1996. – Vol. 272. – P. 117–120.
12. *Gribble, P.L.* Are complex control signals required for human arm movement? / P.L. Gribble, D.J. Ostry, V. Sanguineti, R. Laboissiere // *Journal of Neurophysiology*. – 1998. – Vol. 79. – P. 1409–1424.
13. *Gurfinkel, V.S.* Kinesthetic reference for human orthograde posture / V.S. Gurfinkel, Yu.P. Ivanenko, Yu.S. Levik, I.A. Babakova // *Neuroscience*. – 1995. – Vol. 68. – P. 229–243.
14. *Kuo, A.F.* An optimal control model for analyzing human postural balance / A.F. Kuo // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 1995. – Vol. 42. – P. 87–101.
15. *Massion, J.* Why and how are posture and movement coordinated? / J. Massion, A.V. Alexandrov, A.A. Frolov // *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement*, edited by S. Mori, D.G. Stuart, M. Wiesendanger – Amsterdam: Elsevier, 2004. *Progress in Brain Research*, 2004, Vol. 143. – P. 13–27.
16. *Ostry, D.J.* A critical evaluation of the force control hypothesis in motor control / D.J. Ostry, A.G. Feldman // *Experimental Brain Research*. – 2003. – Vol. 153. – P. 275–288.
17. *Park, S.* Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing / S. Park, F.B. Horak, A.D. Kuo // *Experimental Brain Research*. – 2004. – Vol. 154. – P. 417–427.
18. *Peterka, R.J.* Sensorimotor integration in human postural control / R.J. Peterka // *Journal of Neurophysiology*. – 2002. – Vol. 85. – P. 1097–1118.
19. *Torres-Oviedo, G.* Muscle synergies characterizing human postural responses. / G. Torres-Oviedo, L.H. Ting // *Journal of Neurophysiology*. – 2007. – Vol. 98. – P. 2144–2156.
20. *Welch, T.D.* A feedback model reproduces muscle activity during human postural responses to support-surface translations / T.D. Welch, L.H. Ting // *Journal of Neurophysiology*. – 2008. – Vol. 99. – P. 1032–1038.
21. *Winter, D.A.* *Biomechanics and motor control in human movement* / D.A. Winter. – New York: John Wiley and Sons, 1990.

FEEDBACK LOOP PARAMETERS OF THE MOVEMENT CONTROL DURING UPPER TRUNK BENDING IN HUMAN

A.V. Alexandrov, A.A. Frolov (Moscow, Russia)

Parameters of the feedback loop in the human motor control during voluntary trunk bending and during quiet stance are investigated. Parameters of the feedback control are estimated by mechanical perturbations of the standing human during sudden support platform displacements. A two-joint (hip and ankle) biomechanical model of the human body is used. The analysis is performed in terms of the movements along eigenvectors of the dynamic equation (“eigenmovements” or “eigensynergies”). Two analyzed eigensynergies are called “H-synergy” (Hip) and “A-synergy” (Ankle) according to the dominant role of corresponding joint in each eigensynergy. It is shown that eigensynergies represent the entire units independently controlled by the central nervous system in the feedback manner both during quiet stance and trunk bending. The feedback loop is well approximated by the visco-elastic spring with time delay. The stiffness of the loop in the H-synergy increases during the voluntary bending as compared with the quiet stance.

Key words: biomechanical model of the human body, trunk bending, synergy, feedback movement control.

Получено 31 марта 2009