

УДК 531/534: [57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ СТРАТЕГИЙ ПОДДЕРЖАНИЯ РАВНОВЕСИЯ ПРИ ВЕРТИКАЛЬНОМ СТОЯНИИ У ЧЕЛОВЕКА

А.В. Александров*, А.А. Фролов*, Ф.Б. Хорак, П. Карлсон-Кухта**, С. Парк****

* Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии, РАН, Россия, 117485, Москва, ул. Бутлерова, 5А, e-mail: alexeialexandrov@inbox.ru

** Oregon Health & Science University, USA, 505 NW, 185th Avenue, Bldg 1, Beaverton, OR 97006, e-mail: horakf@ohsu.edu

Научно-исследовательский университет здоровья, Бивертон, штат Орегон, США

Аннотация. Исследуется устойчивость поддержания равновесия в сагиттальной плоскости при вертикальном стоянии у человека. Параметры управления по обратной связи определяются методом возмущений равновесия путем неожиданных коротких горизонтальных смещений опорной платформы. Анализ проводится в терминах собственных векторов уравнения движения на трехсуставной (голеностопный, тазобедренный и коленный суставы) модели тела. Показано, что движения вдоль собственных векторов (собственные движения) представляют собой целостные единицы двигательного контроля, которые независимо управляются центральной нервной системой по обратной связи при коррекции позы в ответ на внешние возмущения. Данное заключение согласуется с результатами предыдущей работы [2], показывающими, что собственные движения находятся также под независимым управлением центральной нервной системы и при целенаправленных движениях корпуса. Петля обратной связи в каждом из собственных движений может быть аппроксимирована линейной вязко-эластичной пружиной с временной задержкой. Задержка и коэффициенты усиления обратной связи являются результатом комбинированного влияния вязко-эластичных свойств нервно-мышечного аппарата и сенсорных сигналов различной модальности. Параметры управления по обратной связи лежат в области устойчивости.

Ключевые слова: равновесие, двигательное управление, биомеханика, синергия.

Введение

В настоящей работе проводится анализ двигательной стратегии, которую использует человек при поддержании равновесия в сагиттальной плоскости во время вертикального стояния. С биомеханической точки зрения задача поддержания устойчивого равновесия при вертикальном стоянии достаточно сложна в связи с высоким расположением массивного корпуса над площадью опоры и относительно небольшим ее размером (длина стоп). Одним из основных вопросов, активно обсуждаемых в научной литературе, является вопрос о том, происходит ли контроль поддержания равновесия по типу обратной связи путем «автоматической» генерации корректирующих мышечных усилий в ответ на возмущение равновесия [14, 18] или для сохранения устойчивости необходимо также участие центральных механизмов прямого управления [5].

При биомеханическом анализе вертикального стояния тело человека обычно моделируется в виде одномерного перевернутого маятника, который может вращаться в голеностопном суставе в сагиттальной плоскости как единое твердое тело [9, 11, 14, 18]. Привлекательность одномерной модели состоит в возможности непосредственного измерения контролируемой переменной (угла в голеностопном суставе, который в данной модели однозначно связан с положением центра тяжести) и «управляющей» переменной (момента сил в голеностопном суставе, который однозначно связан с положением центра давлений).

Однако тело человека представляет собой многозвенную биомеханическую цепь, и в связи с динамическими взаимодействиями между звеньями отклонение от положения равновесия в любом из отдельно взятых суставов приводит к необходимости вырабатывать корректирующие силовые моменты во всех суставах. Таким образом, справедливость одномерной модели для анализа устойчивости поддержания равновесия при вертикальной стойке представляется сомнительной. Подобный подход может быть оправдан лишь при искусственном блокировании движения во всех суставах за исключением голеностопного, как это проводилось в экспериментах [14]. Основной целью настоящего исследования является анализ устойчивости поддержания равновесия по обратной связи при вертикальном стоянии у человека с учетом многозвенного строения тела.

В настоящей работе используется подход, ранее разработанный для анализа аксиальных синергий при целенаправленном наклоне корпуса вперед [1, 22]. В рамках этого подхода движение описывается в терминах собственных векторов динамического уравнения. При этом движение вдоль собственного вектора (собственное движение) описывается тем же уравнением, что для одномерного перевернутого маятника. При использовании трехсуставной модели тела (голеностопный, коленный и тазобедренный суставы) существуют три собственных движения. По доминирующему суставу в каждом из собственных движений их можно назвать *A*- (*Ankle* – голеностопный сустав) *H*- (*Hip* – тазобедренный сустав) и *K*- (*Knee* – коленный сустав) собственными движениями (синергиями).

Как было показано в работе [1], инерция трех «собственных перевернутых маятников» существенно различна, и, следовательно, взаимосвязь между суставными углами и суставными моментами в каждом из собственных движений значительно различна и необходимы разные временные параметры сигналов управления для каждой из этих синергий. Полученный результат свидетельствует в пользу гипотезы о том, что собственные движения представляют собой не только формально удобные математические структуры для анализа многосуставных движений в поле силы тяжести, но являются целостными единицами двигательного управления, независимо контролируемые центральной нервной системой при координации позы и движения. Данное предположение было подтверждено при исследовании наклонов корпуса в сагиттальной плоскости [2]. Это дает основание для гипотезы о том, что синергии, определяемые собственными векторами динамического уравнения, также, возможно, независимо управляются по обратной связи во время поддержания вертикального стояния у человека. Одной из задач настоящего исследования является проверка этой гипотезы.

A- и *H*- синергии могут быть сопоставлены с "*Ankle*" (голеностопный сустав) и "*Hip*" (тазобедренный сустав) стратегиями, которые были описаны в [8] при исследовании миографических ответов на внешнее возмущение вертикального стояния у человека. Первым аргументом в пользу такого сопоставления служит тот факт, что в *A*-синергии, также как и в *A*-стратегии, преобладающий вклад в

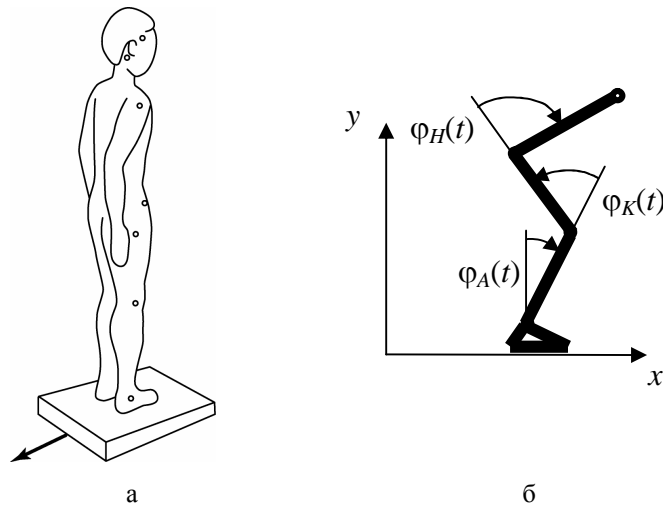


Рис. 1. (а) Схема эксперимента. Испытуемый стоит на силовой платформе с прикрепленными на правой стороне корпуса семью оптическими маркерами для регистрации кинематики. Стрелка указывает направление смещений платформы. (б) Трехзвенная биомеханическая модель тела в сагиттальной плоскости. Углы в голеностопном, коленном, тазобедренном суставах обозначены как φ_A , φ_K , φ_H

кинематику движения обеспечивается поворотом в голеностопном суставе. В H -синергии соотношение кинематических вкладов от поворотов в тазобедренном и голеностопном суставах составляет приблизительно 4:1 [2], что является близким по кинематике к H -стратегии [10]. Вторым аргументом для проводимой аналогии представляется тот факт, что высокоинерционная A -синергия эффективна при восстановлении положения центра тяжести CG (CG – *center of gravity*) при «медленных» возмущениях, в то время как в пять раз «менее инерционная» H -синергия эффективна для перемещений центра тяжести при «быстрых» возмущениях. Было, действительно, показано, что A -стратегия используется в ответ на медленные возмущения, в то время как доля H -стратегии в суммарной кинематике ответа постепенно возрастает по мере возрастания скорости возмущения [15]. Объяснение преобладания A - или H - стратегий в условиях быстрого или медленного возмущения вертикального стояния с биомеханической точки зрения является еще одной задачей настоящего исследования.

Модель и методы

Протокол эксперимента. Экспериментальная парадигма состояла в возмущениях спокойного стояния испытуемого путем неожиданного перемещения опоры, на которой он стоит. Смещения опоры были в заднем направлении (рис. 1а), и их амплитуда изменялась случайным образом в диапазоне от 3 см до 7,5 см с шагом 1,5 см (т.е. 3,0, 4,5, 6,0 и 7,5 см). В экспериментах принимали участие девять здоровых испытуемых в возрасте от 20 до 32 лет и весом от 58 до 82 кг. Испытуемым давалась инструкция спокойно стоять в вертикальном положении, а в ответ на возмущение вернуться в начальное положение без отрыва ступней от опорной площадки. При этом руки у испытуемых были скрещены на груди для придания корпусу большей жесткости. Кинематика регистрировалась с помощью оптической системы фирмы *Motion Analysis Corp.* (*Santa Rosa, CA*) по перемещению маркеров, закрепленных на теле испытуемого (рис. 1а). Частота опроса составляла 120 Гц.

Смещения опорной площадки назад происходили за 273 мс с постоянной скоростью, пропорциональной амплитуде смещения. В целом для каждого

испытуемого было записано двадцать проб (по пять проб для каждой амплитуды смещения). Амплитуды смещения чередовались в случайном порядке.

Интервал времени, на котором производился анализ кинематики, составлял 1,4 с: 50 мс до начала возмущения и 1350 мс после него. Все данные для каждого из испытуемых усреднялись по пробам с одинаковой амплитудой возмущения. Процесс обработки проводился по усредненным данным с использованием стандартных методов статистического анализа.

Подход на основе собственных векторов уравнения движения. Динамика движения тела человека в сагиттальной плоскости рассматривается на основе биомеханической модели в виде открытой биокинематической цепи [21], представляющей собой трехзвенный перевернутый маятник [3, 10, 20], рис. 1б. Звенья маятника рассматриваются как тонкие твердые тела, вращающиеся вокруг трех идеальных цилиндрических шарниров, моделирующих голеностопный, коленный и тазобедренный суставы.

Уравнение движения трехзвенной системы твердых тел в условиях гравитации имеет вид:

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

где $\boldsymbol{\varphi}$ – вектор углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах (рис. 1б), \mathbf{C} и \mathbf{D} – инерционная и гравитационные матрицы, вектор \mathbf{A} определяет переносные и кориолисовы силы инерции, \mathbf{T} – вектор внутренних суставных моментов, создаваемых мышечными усилиями, а $\mathbf{P}\mathbf{a}_x$ – вектор внешних моментов, где \mathbf{a}_x – горизонтальное ускорение оси вращения в голеностопном суставе, обусловленное «возмущающим» движением опорной платформы. Вклад силовых моментов, обусловленных вертикальной составляющей ускорения этой оси, предполагается пренебрежимо малым, поскольку испытуемые в ответ на возмущение не отрывали пяток от опоры. В векторах $\boldsymbol{\varphi}$, \mathbf{T} , \mathbf{A} и \mathbf{P} первая, вторая и третья компоненты относятся, соответственно, к голеностопному, коленному и тазобедренному суставам.

Выражения для элементов матриц \mathbf{C} и \mathbf{D} и для компонент вектора \mathbf{A} приведены в [1, 22]:

$$\begin{aligned} P_A &= P_K + (m_L c_L + (m_M + m_U)l_L) \cos \varphi_A, \\ P_K &= P_H + (m_M c_M + m_U l_M) \cos(\varphi_A + \varphi_K), \\ P_H &= m_U c_U \cos(\varphi_A + \varphi_K + \varphi_H), \end{aligned}$$

где параметры m , l , c для каждого из трех звеньев тела (рис. 1б) обозначают его массу, длину и расстояние от его дистального конца до центра масс. Индекс i ($i=L, M, U$) обозначает, соответственно, голени, бедра и корпус. Антропометрические параметры испытуемых рассчитывались с помощью стандартных таблиц [18] с учетом их веса, роста и длины звеньев тела.

В линейном приближении уравнение (1) принимает вид

$$\mathbf{C}\ddot{\boldsymbol{\varphi}} - \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\varphi}} = \mathbf{T} + \mathbf{P}\mathbf{a}_x, \quad (2)$$

где, в отличие от уравнения (1), инерционная матрица \mathbf{C} и гравитационная матрица \mathbf{D} не зависят от текущих значений суставных углов. Разница в значениях суставных моментов, вычисленных по нелинейному уравнению (1) и по его линейному приближению (2), не превышала в настоящих экспериментах 2% от амплитуды силового момента в каждом из суставов.

Линейное приближение позволяет провести разложение любого трехсуставного движения на три составляющих («собственные» движения, или синергии), каждая из которых представляет собой движение вдоль одного из трех собственных векторов \mathbf{w}_i линейного уравнения (2), определяемых уравнением

$$\mathbf{C}\mathbf{w}_i = \lambda_i \mathbf{D}\mathbf{w}_i, \quad (3)$$

где λ_i – собственные значения. Индексы $i=A, H, K$ соответствуют доминированию голеностопного (*Ankle*), тазобедренного (*Hip*) и коленного суставов (*Knee*) в каждом из собственных векторов, см. ниже уравнение (10).

Представление уравнения (2) в терминах собственных движений предполагает преобразование вектора суставных углов $\boldsymbol{\varphi}(t)$ в вектор «кинематических амплитуд» $\boldsymbol{\xi}(t)$ путем обращения уравнения

$$\boldsymbol{\varphi}(t) = \mathbf{W}\boldsymbol{\xi}(t), \quad (4)$$

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

«Динамические амплитуды» $\boldsymbol{\eta}_i$ и $\boldsymbol{\chi}_i$ для внутренних и внешних моментов сил в каждом из собственных движений вычисляются путем подстановки уравнения (4) в (2). Принимая во внимание (3), получаем три независимых динамических уравнения для каждого из собственных движений

$$-\lambda_i \ddot{\xi}_i + \xi_i = \eta_i + \chi_i a_x, \quad (5)$$

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

$$\boldsymbol{\eta}(t) = \mathbf{U}^{-1}\mathbf{T}(t), \quad \boldsymbol{\chi}(t) = \mathbf{U}^{-1}\mathbf{P}(t), \quad (6)$$

а матрица

$$\mathbf{U} = -\mathbf{D}\mathbf{W} \quad (7)$$

определяет вклад каждого собственного движения в суммарные моменты сил в отдельных суставах.

Каждое из уравнений (5) эквивалентно уравнению движения для перевернутого маятника с инерцией λ_i . Взаимосвязь между перемещениями центра тяжести CG и центра давления CP (*Center of Pressure*), X_i^{CG} и X_i^{CP} , а также между соответствующими кинематическими и динамическими амплитудами, ξ_i и η_i , имеет вид (в системе координат, связанной с движущейся платформой):

$$X_i^{CG} = b_i \xi_i, \quad X_i^{CP} = b_i \eta_i. \quad (8)$$

где коэффициенты b_i определяются антропометрическими параметрами [1, 22].

Для «стандартного человека» массой 70 кг и ростом 170 см, имеющего «стандартные» антропометрические параметры звеньев тела [16], решение уравнения (3) дает следующие собственные значения для A -, H - и K - синергий:

$$\lambda_A = 0,108 \text{ с}^2, \quad \lambda_H = 0,020 \text{ с}^2, \quad \lambda_K = 0,0021 \text{ с}^2, \quad (9)$$

и следующие собственные векторы (столбцы матрицы \mathbf{W} в уравнении (4)):

$$\mathbf{w}_A = \begin{pmatrix} -0,94 \\ -0,09 \\ -0,32 \end{pmatrix}, \quad \mathbf{w}_H = \begin{pmatrix} -0,24 \\ -0,06 \\ -0,97 \end{pmatrix}, \quad \mathbf{w}_K = \begin{pmatrix} -0,33 \\ -0,80 \\ -0,52 \end{pmatrix}. \quad (10)$$

Векторы \mathbf{w}_i ($i=A, H, K$) в (10) расположены в соответствии с возрастанием собственного значения λ_i («инерция» собственного движения). Компоненты этих векторов (относительные вклады каждого из трех суставов в данное собственное движение) соответствуют голеностопному, коленному и тазобедренному суставам сверху вниз.

Коэффициенты χ_i и b_i ($i=A, H, K$) в уравнениях (5), (8) и (9) для «стандартного человека» составляют

$$\begin{aligned} \chi_A &= 9,4 \cdot 10^{-2} \text{ с}^2 \text{ рад/м}, \quad \chi_H = 3,3 \cdot 10^{-2} \text{ с}^2 \text{ рад/м}, \quad \chi_K = 8,5 \cdot 10^{-3} \text{ с}^2 \text{ рад/м}, \\ b_A &= 9,3 \cdot 10^{-3} \text{ м/рад}, \quad b_H = 4,5 \cdot 10^{-4} \text{ м/рад}, \quad b_K = 8,5 \cdot 10^{-5} \text{ м/рад}. \end{aligned} \quad (11)$$

Моменты сил в суставах рассчитывались по кинематическим записям с помощью уравнения (2) (решение обратной задачи динамики). Кинематические амплитуды $\xi_i(t)$ рассчитывались путем обращения уравнения (4), динамические амплитуды $\eta_i(t)$ – по уравнению (5), а перемещения центра тяжести CG и центра давления CP – по уравнению (8).

Модель управления по обратной связи. Уравнение (5) представляет собой динамическое уравнение в терминах собственных движений. Петля обратной связи в настоящем исследовании моделируется в виде линейной зависимости корректирующих суставных моментов от суставных углов и суставных угловых скоростей с временной задержкой. В терминах собственных движений вместо корректирующих суставных моментов рассматриваются динамические амплитуды η , а вместо суставных углов рассматриваются кинематические амплитуды ξ . Предполагается, что собственные движения независимо управляются по обратной связи. Тогда корректирующая динамическая амплитуда η_i в каждом из собственных движений полностью определяется кинематической амплитудой только в данном собственном движении ξ_i , то есть при независимом управлении в каждом из собственных движений петля обратной связи описывается следующим уравнением:

$$\eta_i^{CP}(t) = K_i^S (\xi_i(t - \tau_i) - \xi_{0i}) + K_i^V \dot{\xi}_i(t - \tau_i), \quad i = A, H, K, \quad (12)$$

где K_i^S и K_i^V могут быть названы «жесткость» и «вязкость» в терминах собственных движений, τ_i есть задержка, а ξ_{0i} определяет равновесное положение тела, удобное для спокойного стояния.

При игнорировании задержек τ_i в петлях обратной связи уравнение (12), записанное в терминах собственных движений, может быть переписано в традиционной форме в терминах зависимости между суставными моментами, суставными углами и угловыми скоростями:

$$\mathbf{T}(t) = -\mathbf{S}\boldsymbol{\varphi}(t) - \mathbf{V}\dot{\boldsymbol{\varphi}}(t),$$

где в соответствии с уравнениями (4), (6) и (7) матрицы жесткости и вязкости \mathbf{S} и \mathbf{V} выражаются через соответствующие матрицы \mathbf{S}^w и в терминах собственных движений с помощью соотношений

$$\mathbf{S} = \mathbf{DWS}^w \mathbf{W}^{-1}, \quad \mathbf{V} = \mathbf{DWV}^w \mathbf{W}^{-1}. \quad (13)$$

Здесь \mathbf{S}^w и \mathbf{V}^w есть матрицы «жесткости» и «вязкости» в терминах собственных движений. При независимом управлении каждого из собственных движений эти матрицы диагональны с коэффициентами K_i^S и K_i^V . Фактически проверка гипотезы о независимости управления собственными движениями сводится в настоящей работе к проверке диагональности матриц \mathbf{S}^w и \mathbf{V}^w .

Как показано в Приложении, если матрицы \mathbf{S}^w и \mathbf{V}^w диагональны, то матрицы \mathbf{S} и \mathbf{V} симметричны.

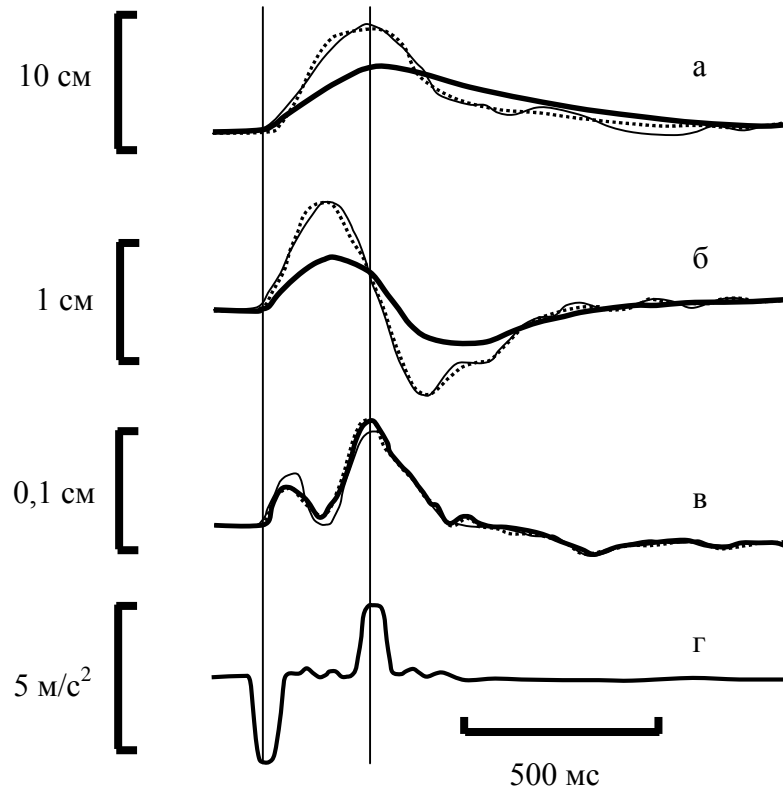


Рис. 2. Перемещения центра тяжести (жирные сплошные линии) и центра давления (тонкие сплошные линии) относительно движущейся платформы для трех синергий (а - А-синергии, б - К-синергии, в - Н-синергии) и ускорение платформы (г) для испытуемого S1 при амплитуде возмущения 7,5 см. Пунктирные линии на а и б соответствуют регрессионной модели (12). Вертикальными отрезками отмечены начало и конец движения платформы. В представленном примере параметры модели составляли: $R^2=0,98$, $K^S=1,02$, $K^V=0,25$ с, $\tau=83$ мс для А-синергии, $R^2=0,99$, $K^S=1,52$, $K^V=0,17$ с, $\tau=42$ мс для Н-синергии и $R^2=0,95$, $K^S=1,01$, $K^V=0,01$, $\tau=0$ для К-синергии. Отметим, что масштабы по осям ординат на а, б и в различны

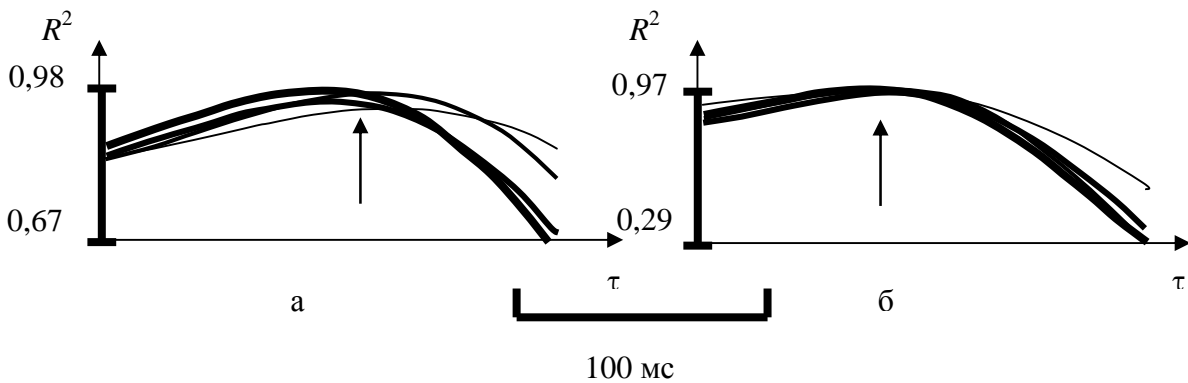


Рис. 3. Зависимость коэффициента детерминации R^2 от временной задержки τ в петле обратной связи и от амплитуды возмущения для А- (а) и Н- (б) синергий (испытуемый S1). Четыре кривые для каждой из синергий соответствуют (по мере возрастания толщины кривой) амплитудам возмущения в 3,0, 4,5, 6,0 и 7,5 см. Стрелками отмечены максимумы R^2 , определяющие оптимальные задержки в петлях обратной связи для каждой из синергий

Результаты

Кинематический и динамический ответ на возмущение. Репрезентативный пример временного хода перемещений CG и CP во всех трех собственных движениях представлен на рис. 2.

Первый импульс возмущения вызывает перемещения CG вперед во всех трех синергиях. Перемещения CG вызывают корректирующие перемещения CP , которые толкают CG назад в начальное равновесное положение. Отметим, что перемещения CG и CP в K -синергии почти совпадают, что связано с низкой инерцией данной синергии.

Вклад A -синергии в полные перемещения CP и CG оказывается на порядок большим, чем вклад H -синергии. В свою очередь, вклад H -синергии на порядок больше, чем вклад K -синергии. В связи с этим ниже в настоящей работе K -синергия не рассматривается.

Коэффициенты усиления в петлях обратной связи. Рассчитанные перемещения CG и CP использовались для проверки гипотезы о независимом контроле собственных движений. Справедливость гипотезы оценивалась по точности описания петли обратной связи с помощью модели (12) для объяснения полученных экспериментальных данных. Напомним, что в этой модели пренебрегается влиянием на динамическую амплитуду одного собственного движения кинематических амплитуд других собственных движений, т.е. матрицы \mathbf{S}^w и \mathbf{V}^w полагаются диагональными. При этом точность совпадения регрессионной модели (12) с экспериментальными результатами оценивалась по коэффициенту детерминации R^2 . На рис. 3 показана типичная зависимость полученного коэффициента R^2 от амплитуды возмущения и временной задержки.

Для каждого испытуемого и каждого собственного движения существует оптимальная задержка, при которой достигается максимум коэффициента R^2 . Коэффициенты регрессии K_i^S и K_i^V в уравнении (12) были рассчитаны по данным, включающим все амплитуды возмущения, при полученных значениях оптимальной задержки τ в петле обратной связи. В среднем по всем амплитудам возмущения и по всем испытуемым коэффициент детерминации R^2 , соответствующий оптимальной задержке, составил $0,93 \pm 0,05$ (SD) и $0,96 \pm 0,02$, соответственно, для A - и H -синергий. Таким образом, поскольку коэффициент $R^2 \approx 1$, то гипотезу о независимом управлении собственных движений по обратной связи можно принять.

Типичные результаты аппроксимации экспериментальных данных с помощью регрессионной модели (12) показаны на рис. 2. В таблице 1 представлены коэффициенты усиления в петлях обратной связи для испытуемых $S1-S9$ в A - и H -синергиях.

Обсуждение результатов

Сравнение с результатами предыдущих исследований. Матрицы жесткости и вязкости \mathbf{S} и \mathbf{V} в терминах суставных моментов и суставных углов, рассчитанные согласно уравнению (13) с помощью полученных коэффициентов K^S и K^V из таблицы 1 и усредненных по всем испытуемым, приведены в таблицах 2 и 3.

Таблица 1

Характеристики собственных движений у испытуемых S1-S9, усредненные по всем амплитудам возмущений (среднее $\pm SD$)

S	А-синергия				Н-синергия			
	$\lambda, 10^{-2}$ с ²	τ , мс	K^S	K^V , с	$\lambda, 10^{-2}$ с ²	τ , мс	K^S	K^V , с
1	10,65	93,7 $\pm 12,5$	1,16 $\pm 0,14$	0,30 $\pm 0,07$	1,68	56,3 $\pm 12,5$	1,31 $\pm 0,16$	0,17 $\pm 0,01$
2	10,20	118,8 $\pm 8,0$	1,09 $\pm 0,08$	0,30 $\pm 0,02$	1,53	56,7 $\pm 4,1$	1,23 $\pm 0,02$	0,16 $\pm 0,01$
3	9,79	110,4 $\pm 8,1$	1,18 $\pm 0,16$	0,34 $\pm 0,06$	1,56	68,6 $\pm 4,2$	1,10 $\pm 0,06$	0,22 $\pm 0,02$
4	9,80	108,3 $\pm 6,8$	1,19 $\pm 0,15$	0,36 $\pm 0,07$	1,49	75,0 $\pm 4,0$	1,08 $\pm 0,02$	0,17 $\pm 0,02$
5	9,85	150,3 $\pm 5,0$	1,09 $\pm 0,06$	0,37 $\pm 0,06$	1,53	72,1 $\pm 8,0$	1,13 $\pm 0,03$	0,16 $\pm 0,01$
6	9,88	133,3 $\pm 29,1$	1,20 $\pm 0,19$	0,33 $\pm 0,09$	1,55	66,7 $\pm 6,7$	1,11 $\pm 0,05$	0,19 $\pm 0,02$
7	9,49	83,3 $\pm 19,1$	1,12 $\pm 0,15$	0,21 $\pm 0,09$	1,39	64,6 $\pm 4,1$	1,10 $\pm 0,05$	0,16 $\pm 0,01$
8	9,54	139,1 $\pm 31,1$	1,05 $\pm 0,05$	0,26 $\pm 0,06$	1,51	50,0 $\pm 11,7$	1,19 $\pm 0,10$	0,13 $\pm 0,01$
9	10,75	150,0 $\pm 8,4$	1,24 $\pm 0,07$	0,34 $\pm 0,05$	1,64	85,4 $\pm 4,3$	1,10 $\pm 0,03$	0,17 $\pm 0,02$
Среднее по всем испытуемым	10,00 $\pm 0,42$	120,8 $\pm 22,7$	1,15 $\pm 0,06$	0,31 $\pm 0,05$	1,54 $\pm 0,08$	66,1 $\pm 10,2$	1,15 $\pm 0,07$	0,17 $\pm 0,02$

Таблица 2

Коэффициенты жесткости в терминах суставных силовых моментов и углов

Жесткость, Нм/рад	S_{11}	S_{12}	S_{13}	S_{21}	S_{22}	S_{23}	S_{31}	S_{32}	S_{33}
Настоящая работа	602 ±119	343 ±67	127 ±29	343 ±67	337 ±54	129 ±26	127 ±29	129 ±26	128 ±25
[3]	1087	-37	-250	663	171	-72	225	12	119
[13]	690 ÷850	-	170 ÷270	-	-	-	160 ÷180	-	160 ÷220
[23]	730 ÷955	-	-	-	-	-	-	-	-
[16]	802 ±304	-	-	-	-	-	-	-	-
[7]	500 ÷800	-	-	-	-	-	-	-	-
[14]	1000 ÷1500	-	-	-	-	-	-	-	-

Таблица 3

Коэффициенты вязкости в терминах суставных силовых моментов и углов

Вязкость, Нмс/рад	V_{11}	V_{12}	V_{13}	V_{21}	V_{22}	V_{23}	V_{31}	V_{32}	V_{33}
Настоящая работа	162 ±42	97 ±26	38 ±11	97 ±26	67 ±17	33 ±8	38 ±11	33 ±8	24 ±5
[3]	-93	-147	-46	-63	-95	-29	-28	-37	-10
[13]	60 ÷90	-	40 ÷90	-	-	-	0 ÷7	-	15 ÷30
[16]	346 ±101	-	-	-	-	-	-	-	-
[14]	400	-	-	-	-	-	-	-	-

Полученные значения коэффициентов жесткости (табл. 2) находятся в хорошем согласии с данными, приведенными в предыдущих исследованиях вертикального стояния человека при различных экспериментальных парадигмах [3, 7, 13, 14, 17, 23].

Полученные значения коэффициентов вязкости (табл. 3) также находятся внутри диапазона ранее приводимых значений [3, 13, 14, 17]. Отметим, что разброс значений вязкости относительно большой. Так, например, диапазон значений для V_{11} лежит в пределах от $V_{11} \approx 90$ Нмс/рад [3] до $V_{11} \approx 400$ Нмс/рад [14]. Такой относительно большой разброс в оценках коэффициента вязкости может, в частности, объясняться различием в значениях задержки в петле обратной связи, принятых в том или ином исследовании. В отличие от настоящей работы и работы [14] в работах [3] и [13] эта задержка вообще не рассматривалась. Чтобы пояснить зависимость оценки коэффициента вязкости от задержки τ , рассмотрим простую одномерную модель петли обратной связи:

$$\Delta T(t) = S\Delta\varphi(t - \tau) - V\dot{\varphi}(t - \tau).$$

Разложение в ряд Тейлора по степеням τ дает

$$\Delta T(t) \approx S\Delta\varphi(t) - (V - S\tau)\dot{\varphi}(t).$$

Таким образом, если задержка в регрессионной модели игнорируется, то коэффициент вязкости оказывается недооцененным на величину $S\tau$ по сравнению с его оценкой при принятии задержки во внимание. Именно пренебрежение задержкой в работах [3, 13] могло оказаться причиной, по которой полученные в них значения вязкости меньше значений, полученных в настоящей работе (по данным работы [3], вязкость оказалась даже парадоксальным образом отрицательной).

Устойчивость управления по обратной связи. Поскольку статистический анализ подтвердил гипотезу о том, что собственные движения являются независимыми единицами двигательного управления по обратной связи, то устойчивость поддержания равновесия при таком управлении может быть проанализирована независимо для каждого из собственных движений. Уравнение движения для каждого из собственных движений приобретает замкнутый вид после подстановки уравнения (12) в уравнение (5):

$$-\lambda_i \ddot{\xi}_i(t) + \xi_i(t) - K_i^S \xi_i(t - \tau_i) - K_i^V \dot{\xi}_i(t - \tau_i) = -\chi_i a_x(t) - K_i^S \xi_{0i}. \quad (14)$$

Решение уравнения (14) является устойчивым тогда, когда действительные части всех его собственных значений μ являются неотрицательными. Собственные значения μ являются корнями уравнения

$$\mu_i^2 \lambda_i - 1 + K_i^S e^{-\mu_i \tau_i} + \mu_i K_i^V e^{-\mu_i \tau_i} = 0. \quad (15)$$

Уравнение (15) при $\tau > 0$ имеет бесконечное число корней. В таблице 4 приведены все его корни с $|\operatorname{Re}(\mu)| \leq 20$, которые были рассчитаны, с использованием параметров λ , K^S , K^V и τ из таблицы 1. Поскольку корни уравнения (15) являются сопряженными, в таблице 4 показаны только корни с положительными мнимыми частями. Корни с $\operatorname{Re}(\mu) < -20$, не представленные в таблице 4, соответствуют движениям, которые в ответ на возмущение быстро затухают.

Из таблицы 4 видно, что все корни уравнения (15) имеют неотрицательную действительную часть. Таким образом, найденные параметры петли обратной связи обеспечивают устойчивость вертикального стояния.

А- и Н- синергии при медленных и быстрых возмущениях. В настоящей работе применялись возмущения, при которых перемещение платформы происходило с одной и той же длительностью и разными скоростями. В исследовании [15]

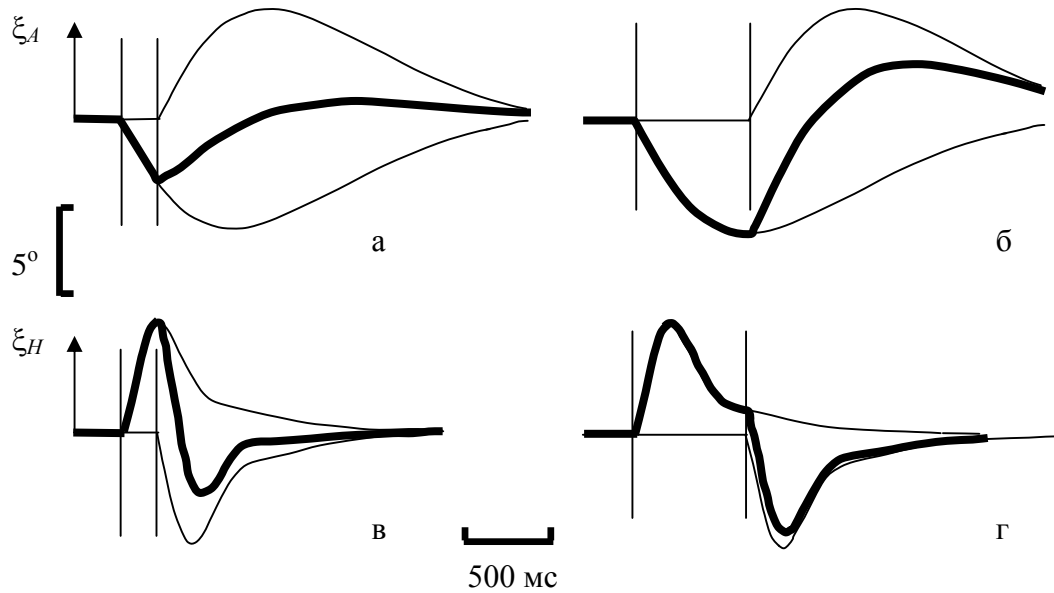


Рис. 4. Кинематические вклады A - (а, б) и H - (в, г) синергий в суммарный ответ на быстрое ($\tau_p=200$ мс – а, в) и медленное ($\tau_p=640$ мс – б, г) возмущения, рассчитанные путем компьютерного моделирования для «стандартного испытуемого». Вертикальными отрезками отмечены начало и конец движения платформы с постоянной скоростью 25 м/с. Тонкие линии соответствуют кинематическим ответам на одиночные импульсы ускорения платформы при ее старте и остановке. Жирные линии соответствуют суммарным кинематическим ответам на движение платформы, которые являются суперпозицией ответов на одиночные возмущения

Таблица 4

Корни μ уравнения (15) с $|\text{Re}(\mu)| \leq 20$ и неотрицательными мнимыми частями, рассчитанные для испытуемых S1-S9 по данным табл. 1.

S	A-синергия				H-синергия			
	μ_1 (с ⁻¹)		μ_2 (с ⁻¹)		μ_1 (с ⁻¹)		μ_2 (с ⁻¹)	
	Re(μ_1)	Im(μ_1)	Re(μ_2)	Im(μ_2)	Re(μ_1)	Im(μ_1)	Re(μ_2)	Im(μ_2)
1	-1,2	0,7	-	-	-7,1	0	-10,3	1,9
2	-0,8	0	-1,6	0	-3,6	0	-11,5	6,4
3	-1,7	0,4	-15,4	0	-0,7	0	-5,5	15,2
4	-1,25	0	-2,6	0	-0,9	0	-6,3	10,8
5	-0,5	0	-4,3	2,5	-1,8	0	-7,0	9,5
6	-1,4	1,2	-11,6	0	-0,9	0	-7,7	13,6
7	-0,7	1,0	-	-	-1,2	0	-8,7	11,1
8	-0,9	0	-13,7	0	-3,3	0,3	-	-
9	-1,1	1,6	-9,6	0	-1,5	0	-5,1	8,6

использовалась такая же экспериментальная парадигма, однако длительность перемещения платформы менялась в пределах от 364 мс до 4 с. При этом возмущения большой длительности именовались «медленными», а малой длительности – «быстрыми». В случае организации управления с линейной обратной связью относительные вклады *A*- и *H*- синергий в общую кинематику движения полностью определяются длительностью возмущения. Так, например, при длительности возмущения, которая применялась в настоящем исследовании (0,27 с), вклады *A*- и *H*- синергий в кинематику были сравнимыми: в типичной пробе, представленной на рис. 2, отношение перемещений центра тяжести в *H*- и *A*- синергиях составляло $\Delta X_H^{CG} / \Delta X_A^{CG} \approx 0,1$, и, таким образом, согласно (8), отношение кинематических амплитуд было $\Delta \xi_H / \Delta \xi_A \approx 1,8$.

Влияние длительности возмущения на кинематические вклады *A*- и *H*- синергий иллюстрируется на рис. 4. На нем показаны результаты решения прямой задачи динамики по уравнению (14) при «стандартной» антропометрии «испытуемого» с усредненными параметрами петли обратной связи, представленными в нижней строке таблицы 1.

Тонкие линии соответствуют изменениям кинематических амплитуд ξ_A (рис. 4а) и ξ_H (рис. 4б) в ответ на одиночные отрицательный и положительный импульсы ускорения платформы при старте и остановке ее движения с постоянной скоростью 25 м/с. Толстые линии соответствуют полному кинематическому ответу, который есть сумма ответов, показанных тонкими линиями. Как видно из рисунка, изменения в кинематике более инерционной *A*-синергии происходят медленнее, чем в менее инерционной *H*-синергии. В частности, пик кинематической амплитуды ξ_A в ответ на одиночный импульс ускорения наблюдается спустя 640 мс после начала импульса, в то время как пик ξ_H в ответ на такой же импульс наблюдается уже через 200 мс. На графиках слева на рис. 4а и 4б интервал времени между импульсами ускорения (длительность движения платформы) составляет $\tau_p=200$ мс. В этом случае ξ_H в ответ на начальный импульс ускорения платформы уже достигает своего пика к моменту появления конечного импульса, и поэтому вклад ξ_H в полный кинематический ответ относительно высок и равняется $\Delta \xi_H=10,0^\circ$. И наоборот, «высокоинерционная» кинематическая амплитуда ξ_A к моменту появления второго импульса еще мало изменилась, и, таким образом, ее вклад в полный кинематический ответ относительно невелик и составляет $\Delta \xi_A=4,7^\circ$. На графиках справа на рис. 4а и 4б интервал времени между импульсами ускорения увеличен до $\tau_p=640$ мс. В этом случае кинематическая амплитуда ξ_A в ответ на начальный импульс ускорения успевает достичь своего пика к моменту появления конечного импульса, и поэтому ее вклад в полный кинематический ответ относительно высок и составляет $\Delta \xi_A=10,3^\circ$. В то же время изменение ξ_H составило $\Delta \xi_H=12,0^\circ$. Таким образом, увеличение длительности движения платформы приводит к заметному росту относительного вклада *A*-синергии в полный кинематический ответ на возмущение равновесия при спокойном стоянии.

Отношение $\Delta \xi_H / \Delta \xi_A$ в зависимости от τ_p представлено на рис. 5. Как видно, несмотря на постепенное снижение относительного вклада *A*-синергии в полный кинематический ответ по мере снижения длительности возмущения, этот вклад наблюдается даже в предельном случае при $\tau_p \rightarrow 0$. Полученный результат объясняет с биомеханической точки зрения данные [15], где наблюдалось присутствие обеих двигательных *Ankle*- и *Hip*- стратегий во всем интервале использованных скоростей смещения опоры.

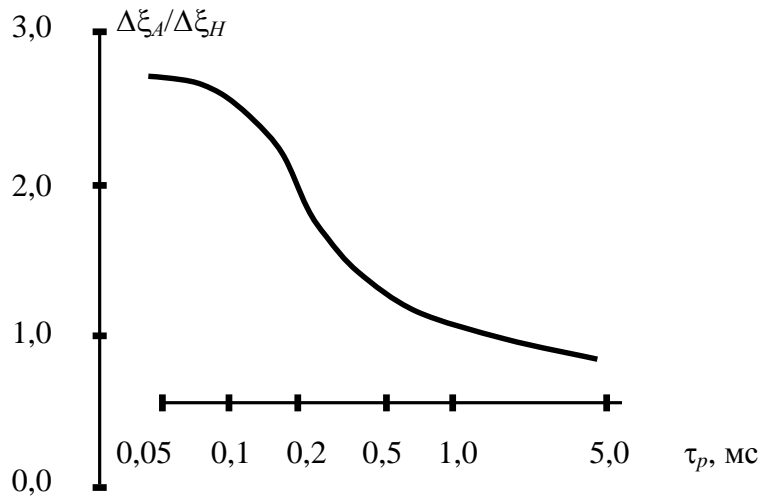


Рис. 5. Отношение кинематических вкладов *H*- и *A*- синергий в полный ответ на возмущение вертикального стояния в виде горизонтального смещения опоры с постоянной скоростью в зависимости от длительности движения τ_p . Результат получен с помощью компьютерного моделирования для «испытуемого со стандартной антропометрией»

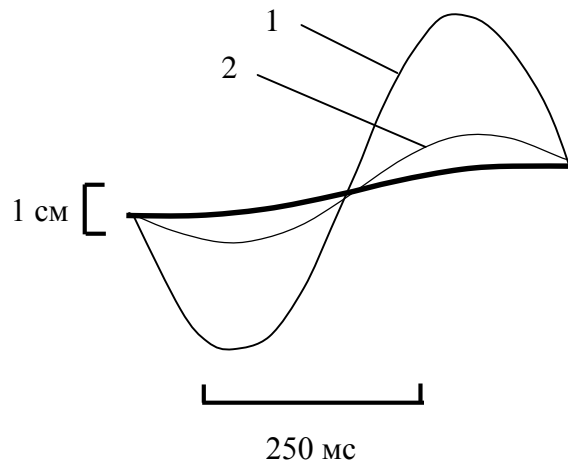


Рис. 6. Перемещения центра давления *CP* (тонкие кривые) в *A*- (1) и *H*- (2) синергиях и обеспечиваемое ими перемещение центра тяжести *CG* вперед на 1 см за 0,5 с при «типичном» колоколообразном профиле скорости движения (жирная кривая), рассчитанное с помощью компьютерного моделирования для «испытуемого со стандартной антропометрией»

В то же время *Hip*-стратегия в чистом виде наблюдается, когда испытуемый стоит на податливой поверхности или на узкой планке, т.е. когда эффективность использования момента сил в голеностопном суставе для поддержания равновесия ограничена [8, 12]. Можно предположить, что управление с помощью *Hip*-стратегии (*H*-синергии) в этом случае происходит не по петле обратной связи, как наблюдалось в настоящем исследовании, а по прямому управлению. На рис. 6 приведена иллюстрация, поясняющая, почему при небольших размерах опоры *H*-синергия более эффективна для перемещения центра тяжести по сравнению с *A*-синергией. Жирная кривая соответствует перемещению *CG* вперед на 1 см за 0,5 с при «типичном» колоколообразном профиле скорости движения. Тонкие кривые соответствуют перемещению центра давления, который необходим для такого перемещения *CG* с использованием *H*- и *A*- синергий. Они были рассчитаны для «испытуемого со стандартной антропометрией» в соответствии с уравнениями (5) и (8) при $a_x = 0$.

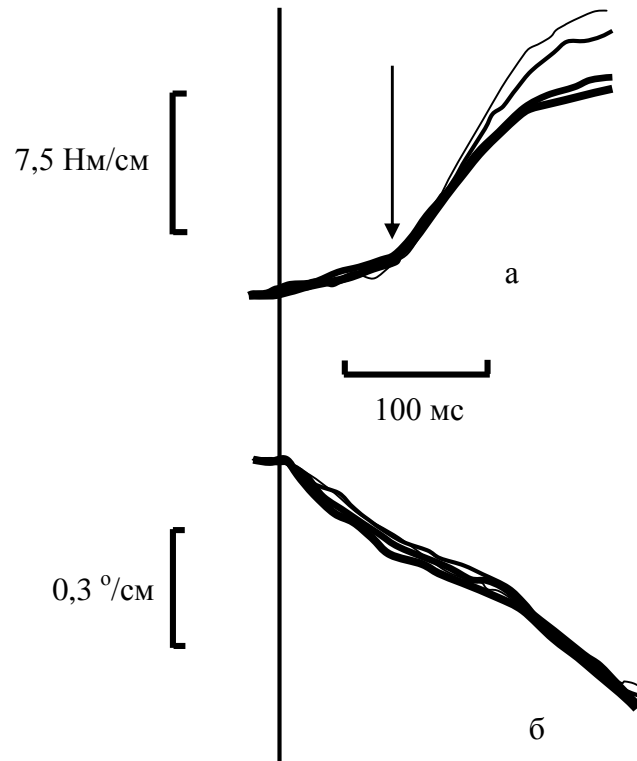


Рис. 7. Типичный временной ход изменения момента сил (а) и угла (б) в голеностопном суставе в ответ на возмущение спокойного стояния (испытуемый S1) путем неожиданных смещений платформы одинаковой длительности, но различной амплитуды. Момент сил рассчитан по данным прямых измерений силовой платформы. Моменты сил и суставные углы нормализованы на амплитуду смещения платформы. Четыре приведенные кривые (по мере возрастания их толщины) соответствуют амплитудам в 3,0, 4,5, 6,0, 7,5 см. Вертикальным отрезком отмечен момент начала возмущения. Стрелкой отмечен излом на кривых для момента сил

Вначале *CP* перемещается назад, вызывая ускорение *CG* вперед. Затем *CP* начинает движение вперед и «перегоняет» *CG*, вызывая его замедление. Поскольку «инерция» *A*-синергии больше, чем *H*-синергии, то размах перемещения *CP* для одного и того же перемещения *CG* в *A*-синергии больше, чем в *H*-синергии (6,5 см против 2,4 см). Таким образом, испытуемый не может произвести указанное перемещение *CG*, используя *A*-синергию, если он стоит на более узкой планке, чем 6,5 см. Тем не менее, используя *H*-синергию, он может его произвести на планке шириной всего в 2,4 см. Следовательно, можно предложить следующую стратегию поддержания равновесия при стоянии на узкой опоре при ее неожиданном смещении назад. В начальной фазе возмущения отклонение от положения равновесия компенсируется по обратной связи с независимым использованием обеих *A*- и *H*- синергий, как это обсуждалось в настоящем исследовании. Однако, когда *CP* приближается к переднему краю планки, компенсирующее смещение *CP* назад производится прямым упреждающим включением *H*-синергии, которое заключается во флексии в тазобедренном суставе и экстензии в голеностопном, аналогично тому, как это наблюдалось при *Hip*-стратегии. Согласно теории равновесной точки [4] такое включение происходит путем смещения равновесного положения (“*reference frame*”) в *H*-синергии.

Таким образом, разработанный подход, основанный на собственных векторах уравнения движения, позволяет объяснить с биомеханической точки зрения преимущества использования *Ankle*- и *Hip*- стратегий для стабилизации вертикального стояния в различных условиях.

Механизмы управления по обратной связи. Аналогично тому, как это сделано в работе [14], 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. В качестве примера на рис. 7 показан типичный временной ход изменения момента сил и угла в голеностопном суставе в ответ на смещение платформы (испытываемый $S1$). Момент сил рассчитан по данным прямых измерений силовой платформы.

Наблюдаются две четко различающиеся фазы ответа. В течение первых 80 мс после начала возмущения момент сил в голеностопном суставе изменяется с относительно небольшой скоростью. Затем скорость изменения момента существенно возрастает (рис. 7а), несмотря на то, что скорость изменения угла в голеностопном суставе не меняется (рис. 7б). Разумно предположить, что в начальной фазе силовой ответ с нулевой задержкой определяется «пассивными» механическими свойствами мышц и сухожилий. Затем с задержкой около 80 мс включаются некоторые дополнительные рефлекторные механизмы автоматического ответа. Как видно из таблицы 1, задержка в петле обратной связи для А-синергии у данного испытуемого была даже больше 80 мс (около 100 мс). Можно полагать, что некоторые другие высоколатентные механизмы автоматического ответа включаются еще позже, так что эффективная задержка в петле обратной связи для А-синергии возрастает.

Поскольку мы показали, что оба собственных движения контролируются независимо по обратной связи, то система управления должна быть способна оценивать вклад каждой из них в текущую конфигурацию тела. Поскольку проприоцептивная система обеспечивает центральную нервную систему полной информацией о текущей конфигурации тела, разумно предполагать, что именно эта система является наиболее важной для стабилизации позы при вертикальном стоянии.

Проведенное исследование устойчивости вертикального стояния человека позволяет сделать следующие три вывода. Во-первых, движения вдоль собственных векторов динамического уравнения (собственные движения) представляют собой целостные единицы двигательного контроля, которые независимо управляются центральной нервной системой по обратной связи при коррекции позы в ответ на внешние возмущения. Данное заключение согласуется с результатами предыдущей работы [2], показывающими, что собственные движения находятся также под независимым (но прямым) управлением центральной нервной системой и при целенаправленных движениях корпуса. Во-вторых, управление по обратной связи при прямом стоянии обеспечивает его устойчивость. В-третьих, петля обратной связи в каждом из собственных движений может быть аппроксимирована линейной вязко-эластичной пружиной с временной задержкой. Задержка и коэффициенты усиления обратной связи являются результатом комбинированного влияния вязко-эластичных свойств нервно-мышечного аппарата и сенсорных сигналов различной модальности.

Благодарности

Настоящее исследование поддерживалось грантами РФФИ 04-01-00215-а, 04-04-48989-а, 02-04-48410-а, 01-04-48924-а, РГНФ 00-06-00248а, НИИ-АГО6457.

Приложение. Симметричность матриц S и V

Уравнение (3) может быть переписано в матричной форме

$$CW = DWA, \quad (16)$$

где W – матрица, столбцы которой являются собственными векторами w_i , A – диагональная матрица собственных значений λ_i . Поскольку гравитационная матрица D симметрична и положительно определена, то она может быть представлена в виде [6]

$$D = QGQ^T, \quad (17)$$

где Q – ортонормированная матрица собственных векторов матрицы D , а G – диагональная матрица собственных значений матрицы D , которые все положительны. Тогда W может быть представлена в виде

$$W = QG^{-1/2}F, \quad (18)$$

где F удовлетворяет уравнению

$$G^{-1/2}Q^T C Q G^{-1/2}F = FA,$$

т.е. F является ортонормированной матрицей собственных векторов симметричной матрицы $G^{-1/2}Q^T C Q G^{-1/2}$. В соответствии с уравнениями (13), (17) и (18) матрица жесткости имеет вид

$$S = QGQ^T QG^{-1/2}F S^w F^{-1}G^{1/2}Q^T. \quad (19)$$

Т.к. $Q^T = Q^{-1}$ и $F^T = F^{-1}$, то уравнение (19) может быть переписано в виде $S = MS^w M^T$, где $M = QG^{-1/2}F$. Поскольку S^w диагональна, то S симметрична.

То же самое очевидно справедливо и для матрицы V .

Список литературы

1. Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. I. Modeling / A.V. Alexandrov, A.A. Frolov, J. Massion // Biol. Cybern. – 2001. – V. 84. – P. 425-434.
2. Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. II. Experimental study / A.V. Alexandrov, A.A. Frolov, J. Massion // Biol. Cybern. – 2001. – V. 84. – P. 435-443.
3. Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane / K. Barin // Biol. Cybern. – 1989. – V. 61. – P. 37-50.
4. The origin and use of postural frames of reference in motor control / A.G. Feldman, M.F. Levin // Behav Brain Sci. – 1995. – V. 18. – P. 723-806.
5. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances / R. Fitzpatrick, D. Burke, S.C. Gandevia // J. Neurophysiol. – 1996. – V. 76. – P. 3994-4008.
6. Golub, G.H. Matrix computations / G.H. Golub, C.F. Van Loan. – Baltimore and London: The John Hopkins University Press, 1996.
7. In vivo measurement of series elasticity release curve of human triceps surae muscle / A.L. Hof // J. Biomech. – 1998. – V. 31. – P. 793-800.
8. Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations / F.B. Horak, L.M. Nashner // J. Neurophysiol. – 1986. – V. 55. – P. 1369-1381.
9. Multisensory fusion and stochastic structure of postural sway / T. Kiemel, S.O. Kelvin, J.J. Jeka // Biol. Cybern. – 2002. – V. 87. – P. 262-277.
10. Human standing posture: Multijoint movement strategies based on biomechanical constraints / A. Kuo, F. Zajac // Prog Brain Res. – 1993. – V. 97. – P. 349-358.
11. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? / P.G. Morasso, M. Schiepati // J. Neurophysiol. – 1999. – V. 83. – P. 1622-1626.
12. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis / L.M. Nashner, G. Mccollum // Behav Brain Sci. – 1985. – V. 8. – P. 135-172.

13. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing / S. Park, F.B. Horak, A.D. Kuo // *Exp. Brain. Res.* – 2004. – V. 154. – P. 417-427.
14. Sensorimotor integration in human postural control / R.J. Peterka // *J. Neurophysiol.* – 2002. – V. 85. – P. 1097-1118.
15. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques / C.F. Runge, C.L. Shupert, F.B. Horak, F.E. Zajac // *Gait and Posture.* – 1999. – V. 10. – P. 161-170.
16. Stiffness control of balance in quiet standing / D.A. Winter, A.E. Patla, F. Prince, M. Ishac, K. Giolo-Perczak // *J. Neurophysiol.* – 1998. – V. 80. – P. 1211-1221.
17. *Winter, D.A. Biomechanics and motor control in human movement (Second ed.).* New York: John Wiley and Sons, 1990.
18. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing / D.A. Winter, A.E. Patla, S. Rietdyk, M. Ishac // *J. Neurophysiol.* – 2001. – V. 85. – P. 2630-2633.
19. Internal models in the cerebellum / D.M. Wolpert, R.C. Miall, M. Kawato // *Trends in Cognitive Sciences.* – 1998. – V. 2. – P. 338-347.
20. Postural dynamics in the standing human / J.F. Yang, D.A. Winter, R.P. Wells // *Biol. Cybern.* – 1990. – V. 62. – P. 309-320.
21. *Александр, Р. Биомеханика / А. Александр.* – Москва: Мир, 1970. – 340 с.
22. Стратегия поддержания равновесия при наклоне корпуса на узкой опоре у человека / А.В. Александров, А.А. Фролов, Ж. Масьон // *Российский журнал биомеханики.* – 2002. – №6. – С. 63-78.
23. Является ли рефлекс на растяжение основным механизмом в системе регуляции вертикальной позы человека? / В.С. Гурфинкель, М.И. Липшиц, К.Е. Попов // *Биофизика.* – 1974. – №19. – С. 744-748.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF STRATEGIES OF EQUILIBRIUM CONTROL DURING HUMAN UPRIGHT STANDING

A.V. Alexandrov, A.A. Frolov (Moscow, Russia); F.B. Horak, P. Carlson-Kuhta, S. Park (Beaverton, Oregon, USA)

The stability of equilibrium maintenance during vertical standing in human is investigated. Parameters of the feedback control are estimated using external equilibrium perturbation by the sudden short horizontal displacements of the support platform. The analysis is performed in terms of eigenvectors of the motion equation basing on the 3-joint (ankle, knee and hip) model of the body in the sagittal plane. It is shown that the movements along eigenvectors (“eigenmovements”) are controlled by the central nervous system independently in a feedback manner. This observation is in line with the results of the previous work [2] suggesting that eigenmovements are also independently controlled by central nervous system during voluntary upper trunk movements. These both observations are in favor to the hypothesis that eigenmovements represent independent entire units of the motor control. The feedback loop in each eigenmovement is well approximated by the linear visco-elastic spring with time delay. The delay and gain coefficients in the feedback loop are determined by the combined effect of visco-elastic properties of the neuromuscular apparatus and sensory systems of different modalities. Parameters of the control feedback loop lie inside the equilibrium stability region.

Key words: balance, equilibrium, motor control, biomechanics, synergy.

Получено 24 августа 2004