



УДК 531.391:612.76

МЕХАНИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ В СТАБИЛОМЕТРИИ

П.А. Кручинин

Механико-математический факультет Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Россия, 119992, Москва, Ленинские горы, 1, e-mail: pkruch@mech.math.msu.su

Аннотация. Приводится описание упрощенных моделей стабилметрических измерений. Для описания движений человека приняты традиционные модели. Движение в сагиттальной плоскости описывается моделью перевернутого маятника. Движение во фронтальной плоскости описывается упрощенной моделью трехзвенника, два звена которого параллельны и опираются на пол. Эти звенья моделируют ноги, а третье звено моделирует туловище, руки и голову, которые не меняют взаимного расположения. Звенья соединены шарнирно в тазобедренных суставах. Предполагается, что плита стабиланализатора (стабилографа) представляет собой недеформируемое твердое тело. Эти модели используются для выражения показаний стабиланализатора через углы наклона тела и моменты в голеностопном и тазобедренном суставах. Их приближенный анализ показывает, что изменения сагиттальной и фронтальной координат центра давления в наибольшей степени характеризуют изменение моментов в голеностопном и тазобедренном суставах соответственно. Полученная оценка справедлива для произвольных по темпу движений человека и позволяет объяснить «ухудшение устойчивости» у некоторых больных в процессе реабилитации. Предполагается, что такой эффект связан с тем, что в начале реабилитационного периода у указанных пациентов ослаблена мышечная система, и нервная система осуществляет стабилизацию вертикальной позы меньшими усилиями. В ходе реабилитации мышечная система восстанавливается, и пациент может затрачивать большие усилия на стабилизацию вертикальной позы.

Ключевые слова: описание движений человека, модель удержания вертикальной позы, стабилметрия, голеностопный и тазобедренный суставы, коррекция формы ног.

ВВЕДЕНИЕ

Одним из основных инструментов постурологии служит стабилметрическая платформа. Такая платформа имеет датчики силы, которые измеряют только вертикальные компоненты усилий. Вместе с компьютерным комплексом преобразования и обработки сигналов такая платформа образует стабиланализатор (стабилограф).

Механические модели удержания человеком вертикальной позы строились уже на самых ранних стадиях развития стабилметрии. В литературе известна интерпретация результатов исследования удержания человеком вертикальной позы на основе модели перевернутого маятника [3, 18]. Для описания фронтальных движений корректнее использовать более сложные модели. Обзор различных задач удержания человеком вертикальной позы на основании механических моделей приведен в диссертациях [4] и [14]. Подобные модели используются для обсуждения результатов стабилметрических исследований. Изложение вопроса о связи этих моделей

с показаниями стабиланализатора часто бывает недостаточно аккуратным и содержит неточности. Необходимую аккуратность выводов позволяет сделать механический анализ, основанный на исследовании физической модели. Подобный анализ частично проведен в статье [16], однако указанная работа практически недоступна и известна в основном по ссылкам. В то же время популярные издания, посвященные анализу стабилотрических исследований [2, 13, 15], не рассматривают этот вопрос, что в ряде случаев затрудняет понимание и интерпретацию результатов стабилотрических исследований. В связи с вышеизложенным представляется полезным подробное изложение и анализ соотношений указанной механической модели.

Не описывая подробно принципов работы стабилотрической платформы, укажем, что основной информацией, которая выдается программным обеспечением стабиланализатора, являются фронтальная x_s и сагиттальная y_s координаты точки O_n приложения равнодействующей N сил вертикальных реакций, действующих в опорах платформы, а также величина этой равнодействующей.

Рассмотрим описание малых колебаний человека относительно положения равновесия в окрестности вертикальной позы. В этом случае углы отклонения от вертикали сегментов тела человека допустимо считать малыми и рассматривать задачи анализа колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях отдельно, не учитывая влияния крутильных колебаний вокруг вертикальной оси. Такой подход традиционен и применяется во всех цитируемых в этой статье источниках.

МОДЕЛЬ ДВИЖЕНИЙ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Задача описания движений человека в сагиттальной плоскости рассматривалась многократно. Однако при ее анализе часто опускают некоторые особенности, связанные с пренебрежением при моделировании малыми параметрами. В связи с этим обсудим здесь аккуратное обоснование этой традиционной модели.

Для описания колебаний человека в сагиттальной плоскости примем традиционную модель перевернутого маятника, изображенную на рис. 1. Традиционно предполагаем, что тело человека в ходе теста допустимо моделировать недеформируемым стержнем массой m , закрепленным шарнирно в точке O , соответствующей голеностопному суставу. В более сложном случае антропоморфного многозвенника такая модель будет описывать наиболее значимую – первую – форму колебаний [9, 14].

Центр масс стержня расположен в точке C , удаленной от точки O на расстояние l_c . Момент инерции стержня относительно фронтальной оси, проходящей через точку O , равен J . Отклонение стержня от вертикали опишем углом θ . Будем считать, что обследуемый ориентирован так, что сагиттальная плоскость человека параллельна оси чувствительности платформы, а его стопа неподвижна относительно платформы.

Уравнения движения для малых значений угла θ и скорости его изменения запишем из уравнений плоскопараллельного движения тела [1] в соответствии со схемой рис. 1, б):

$$\begin{cases} ml_c \ddot{\theta} = -R_y, \\ 0 = R_z - mg, \\ J \ddot{\theta} = ml_c g \theta + M_x. \end{cases} \quad (1)$$

Третье уравнение этой системы полностью описывает движение тела человека и традиционно используется для описания движения:

$$\ddot{\theta} = \frac{ml_c g}{J} \theta + \frac{M_x}{J}. \quad (2)$$

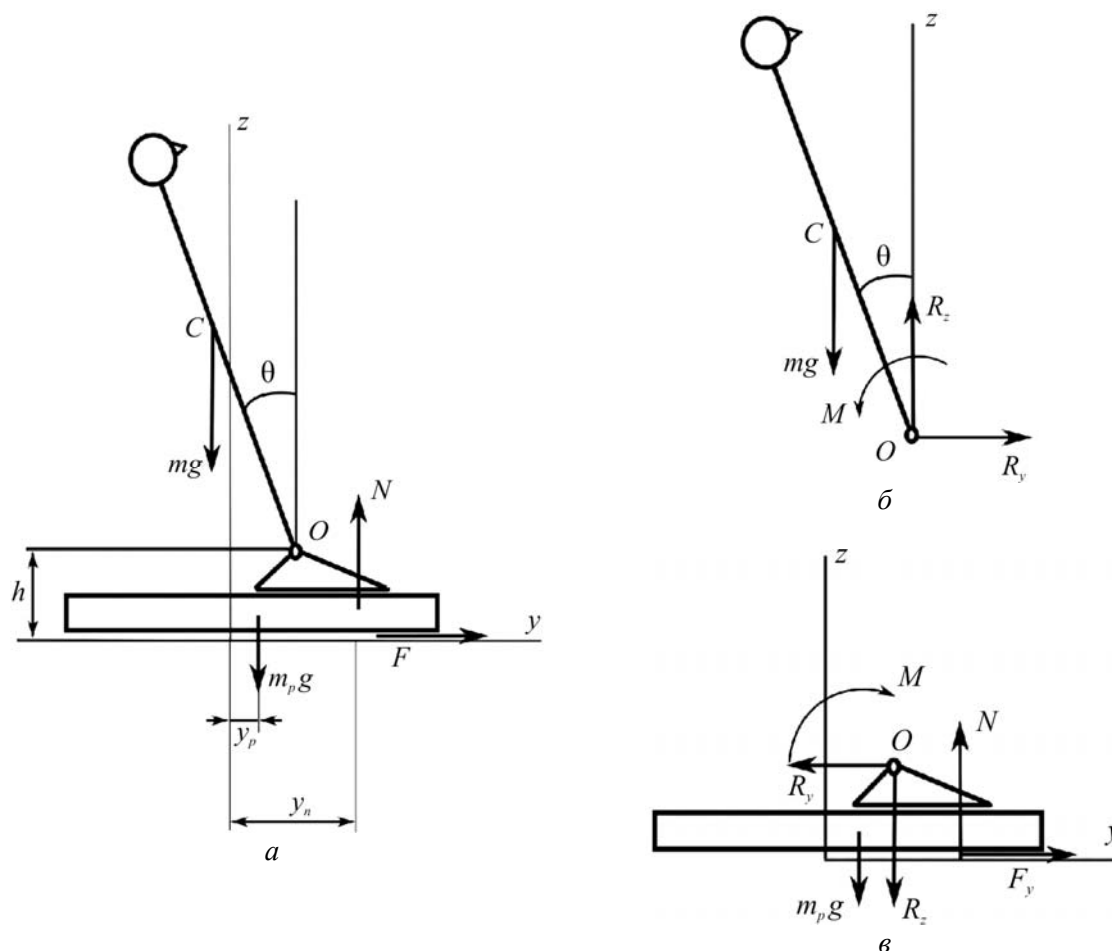


Рис. 1. Модель движений человека в сагиттальной плоскости. Внешние силы, действующие: *a* – на систему человек – платформа; *б* – на модель стержня, имитирующего тело человека; *в* – на систему стопы ног – платформа стабилоанализатора

Для записи соотношений для сагиттальной стабиллограммы рассмотрим равновесие системы платформа – стопа под действием силы тяжести $m_p g$ этой системы, составляющих N и F_y равнодействующей сил в опорах, реакций R_y и R_z связи в голеностопном суставе и момента M_x мышц в голеностопном суставе, приложенных как показано на рис. 1, *в*.

Уравнения равновесия этой системы имеют вид

$$\begin{cases} F_y - R_y = 0, \\ N - R_z - m_p g = 0, \\ Ny_n + F_y h - M_x - m_p g y_p = 0, \end{cases} \quad (3)$$

где y_n – сагиттальная координата центра давления; h – расстояние от точки O до плоскости, образованной чувствительными элементами сенсоров; y_p – координата центра масс объединенной системы.

Выражение для измерений стабилоанализатора получим, преобразовав уравнения систем (1) и (3):

$$Ny_n = M_x - F_y h + m_p g y_p = M_x \left(1 + \frac{ml_c h}{J} \right) - \frac{m^2 g l_c^2 h}{J} \theta + m_p g y_p.$$

Для грубой оценки предполагаем, что момент инерции J можно приближенно считать равным моменту инерции стержня длиной $2l_c$, что соответствует известным антропометрическим данным [6]:

$$Ny_n = M_x \left(1 + \frac{3h}{4l_c} \right) - \frac{mgh}{4} \theta + m_p g y_p.$$

Таким образом, переменная составляющая сагиттальной стабилотрии совпадает с переменной составляющей величины

$$y_s = \frac{M_x}{mg \left(1 + \frac{m_p}{m} \right)} \left(1 + \frac{3h}{4l_c} \right) - \frac{h}{4 \left(1 + \frac{m_p}{m} \right) l_c} l_c \theta. \quad (4)$$

В этом соотношении $l_c \theta$ – расстояние вдоль оси y от оси голеностопного сустава до проекции центра масс человека.

Чтобы сравнить слагаемые в соответствии с теорией размерностей [8, 12], приведем это соотношение к безразмерному виду, перейдя к переменным $\delta M_x = \frac{M_x}{M_{x*}}$, $\delta y = \frac{y_s}{y_*}$ и $\delta \theta = \frac{\theta}{\theta_*}$. В качестве характерных значений θ_* , y_* и M_{x*} примем величину амплитуды изменения угла θ , отклонение y_* центра давления и модуль момента в голеностопном суставе при равновесии системы $\theta = \theta_*$:

$$y_* = l_c \theta_* \text{ и } M_* = mgl_c \theta_*.$$

Для этих переменных выражение (4) примет вид

$$\delta y = \frac{1 + \frac{3h}{4l_c}}{1 + \frac{m_p}{m}} \delta M_x - \frac{\frac{h}{l_c}}{4 \left(1 + \frac{m_p}{m} \right)} \delta \theta.$$

Учитывая соотношения, бесспорно выполняющиеся для взрослых обследуемых, $\frac{m_p}{m} \ll 1$ и $\frac{h}{l_c} \ll 1$ и отбросив постоянные слагаемые, получим основное соотношение $\delta y = \delta M_x$, которое для размерной переменной составляющей сагиттальной стабилотрии эквивалентно выражению

$$\Delta y_s \approx \frac{\Delta M_x}{mg}, \quad (5)$$

где ΔM_x – изменение момента в голеностопном суставе.

Это соотношение выполняется с погрешностью порядка $\max \left\{ \frac{m_p}{m}, \frac{h}{l_c} \right\}$ для любых по темпу движений. Таким образом, сагиттальная стабилотрия в большей степени описывает нормированное изменение момента в голеностопном суставе. Погрешность этого представления для человека среднего телосложения не превышает 10%.

МОДЕЛЬ ДВИЖЕНИЙ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Как отмечалось еще в работе [3], простая модель перевернутого маятника не описывает полностью удержание человеком вертикальной позы во фронтальной плоскости. Наличие двух опор во фронтальной плоскости и незначительные величины фронтальных моментов, развиваемых мышцами в голеностопном суставе, существенно меняют механическую схему, которую необходимо использовать при моделировании движения. Эта схема зависит от постановки ног [4, 5]. При постановке единственной ноги на платформу стабилоанализатора изменение фронтальной стабиллограммы, аналогично модели измерений в сагиттальной плоскости, описывает фронтальный момент в голеностопном суставе [4].

При установке обеих ног на платформу стабилоанализатора задача существенно усложняется. Для упрощения рассмотрим только один случай движения человека, когда ступни располагаются под тазобедренными суставами. Будем считать, что опора ноги о плоскость точечная и центры тазобедренных суставов A_1, A_2 и точки опоры ног O_1, O_2 образуют параллелограмм, как показано на рис. 2. Такое положение приближенно соответствует позе «ноги на ширине плеч».

Пусть M_1 и M_2 – моменты, создаваемые мышцами в правом и левом голеностопных суставах соответственно; l – «длина ноги» O_iA_i ; m_b – масса туловища с головой и руками; m_f – масса одной ноги, т.е. масса человека

$$m = m_b + 2m_f. \quad (6)$$

Примем гипотезу из работы [4] о том, что удержание позы во фронтальной плоскости осуществляется за счет мышц тазобедренного сустава. В качестве обобщенной координаты выберем угол φ , образованный ногой O_iA_i с вертикалью.

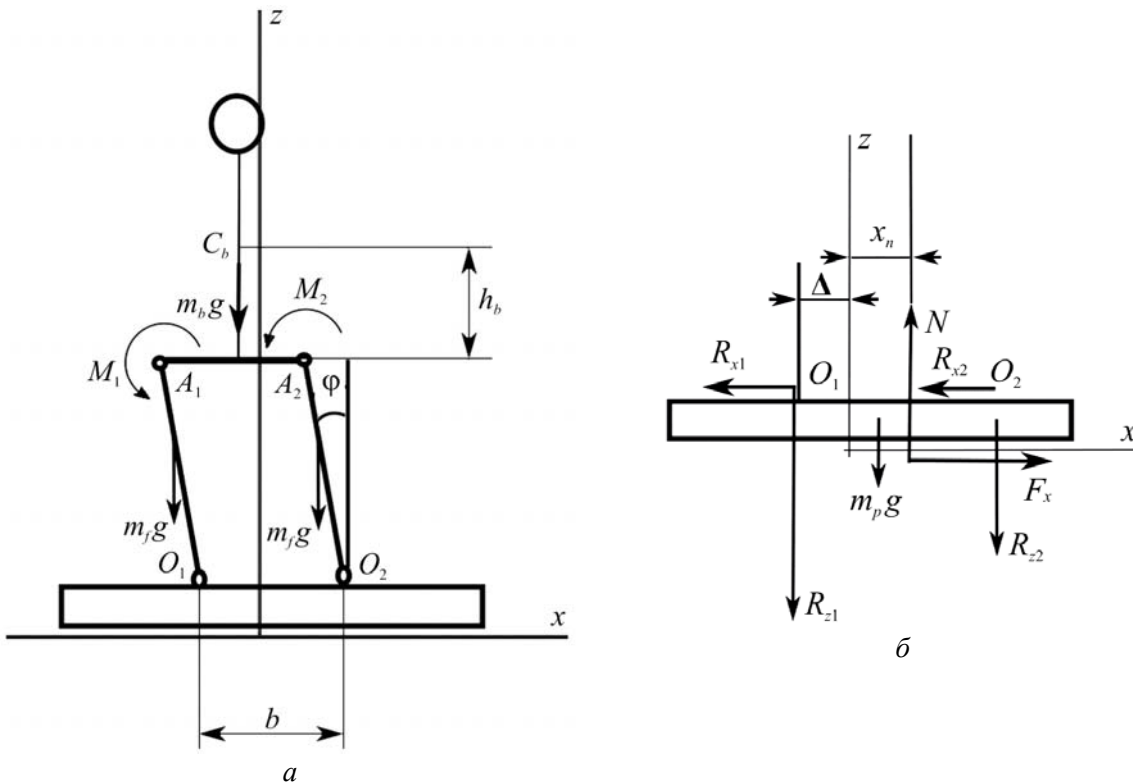


Рис. 2. Модель движений человека во фронтальной плоскости. Активные силы, действующие в системе человек – платформа (а), и внешние силы, действующие на платформу стабилоанализатора (б)

Уравнения движения такой системы запишем с помощью уравнения Лагранжа [1]. Кинетическая энергия системы имеет вид

$$T = 2 \frac{J_f \dot{\phi}^2}{2} + \frac{m_b v_b^2}{2},$$

где J_f – момент инерции ноги относительно сагиттальной оси, проходящей через точку O_i , а v_b – скорость центра масс «туловища».

Используем для вычисления моментов инерции J_f соотношения для моментов инерции стержня. Тогда для малых значений угла ϕ

$$T = \left(\frac{m_f}{3} + \frac{m_b}{2} \right) l^2 \dot{\phi}^2.$$

Обобщенную силу в этих же предположениях запишем в виде

$$Q = (m_b + m_f)gl\phi + M_1 + M_2.$$

Тогда уравнение движения системы с использованием уравнения Лагранжа запишем в виде

$$\ddot{\phi} = \frac{m_b + m_f}{m_b + \frac{2}{3}m_f} \frac{g}{l} \phi + \frac{M_1 + M_2}{\left(m_b + \frac{2}{3}m_f \right) l^2}. \quad (7)$$

Это уравнение приближенно описывает движение стоящего человека во фронтальной плоскости и имеет тот же вид, что и уравнение (2), описывающее движение в сагиттальной плоскости.

Для выражения фронтальной составляющей стабилотраммы потребуются данные о горизонтальных R_{x1} , R_{x2} и вертикальных R_{z1} , R_{z2} составляющих реакции опорной поверхности. Для их отыскания воспользуемся теоремой о движении центра масс системы, показанной на рис. 2, а, в проекциях на горизонтальную и вертикальную оси:

$$\begin{aligned} m_f \dot{v}_1 + m_f \dot{v}_2 + m_b \dot{v}_b &= -R_{x1} - R_{x2}, \\ 0 &= R_{z1} + R_{z2} - (m_b + 2m_f)g, \end{aligned}$$

и теоремой об изменении кинетического момента [1] этой системы относительно точки O_1 :

$$\frac{d}{dt}(K_b + K_{f1} + K_{f2}) = \sum M_{mg} + \sum M_R,$$

где v_1 и v_2 – горизонтальные составляющие скорости центров масс ног; v_b – скорость поступательного движения, совершаемого туловищем; K_b , K_{f1} , K_{f2} – кинетические моменты каждого из тел системы относительно фронтальной оси, проходящей через точку O_1 ; $\sum M_{mg}$, $\sum M_R$ – суммы моментов сил тяжести и реакций связей относительно фронтальной оси, проходящей через точку O_1 .

С учетом малости угла ϕ , скорости и ускорения его изменения запишем эти соотношения в линеаризованном виде:

$$\begin{cases} (m_b + m_f)l\ddot{\varphi} = -R_{x1} - R_{x2}, \\ 0 = R_{z1} + R_{z2} - (m_b + 2m_f)g, \\ \left(m_b(l + h_b) + \frac{2}{3}m_f l\right)l\ddot{\varphi} = -(m_b + 2m_f)gb + (m_b + m_f)gl\varphi + 2R_{z2}b, \end{cases} \quad (8)$$

где h_b – высота центра масс «туловища» над тазобедренными суставами; b – расстояние O_1O_2 .

Из двух последних уравнений системы (8) и уравнения (7) выразим вертикальные реакции опорных поверхностей в виде

$$\begin{aligned} R_{z1} &= \frac{(m_b + 2m_f)g}{2} - \frac{\ddot{\varphi}}{2b} \left(m_b l(l + h_b) + \frac{2}{3}m_f l^2\right) + (m_b + m_f) \frac{gl\varphi}{2b}, \\ R_{z2} &= \frac{(m_b + 2m_f)g}{2} + \frac{\ddot{\varphi}}{2b} \left(m_b l(l + h_b) + \frac{2}{3}m_f l^2\right) - (m_b + m_f) \frac{gl\varphi}{2b}. \end{aligned} \quad (9)$$

Показания стабиланализатора выразим из этих реакций, рассматривая уравнения равновесия платформы для схемы, представленной на рис. 2, б, так же, как и для сагиттальных колебаний

Уравнения равновесия имеют вид

$$\begin{cases} F_x - R_{x1} - R_{x2} = 0, \\ N - R_{z1} - R_{z2} - m_p g = 0, \\ Nx_n + F_x h_p - R_{z1} \Delta - R_{z2} (\Delta + 2b) - m_p g x_p = 0, \end{cases} \quad (10)$$

где x_n – фронтальная координата центра давления; F_x – проекция реакций опор платформы на горизонтальную ось фронтальной плоскости; h_p – расстояние от точки O_i до плоскости, образованной чувствительными элементами сенсоров платформы; Δ – фронтальная координата точки O_1 в осях стабиланализатора (на рис. 2, б изображено отрицательное значение параметра Δ).

Используем эти соотношения и выражения (8)–(9) для того, чтобы получить выражение для измерений стабиланализатора в виде

$$Nx_n = (m_b + 2m_f)g(b + \Delta) + m_p g x_p - (m_b + m_f)gl\varphi + \left[m_b(b + h_p) + \frac{2}{3}m_f l + (m_b + m_f)h_p\right]l\ddot{\varphi}.$$

Выразим угловое ускорение из (7) и нормальную реакцию с помощью вторых уравнений систем (8) и (10), а также используем соотношение для масс (6). Отбросив постоянные слагаемые, получим соотношение для величины x_s , изменение которой описывает переменную составляющую фронтальной стабิโลграммы:

$$\begin{aligned} x_s &= \frac{\Delta M_h}{mlg} \frac{\left(m - \frac{4}{3}m_f\right)l + (m - 2m_f)h_b + (m - m_f)h_p}{m - \frac{4}{3}m_f} + \\ &+ \left[\frac{\left(m - \frac{4}{3}m_f\right) + (m - 2m_f)\frac{h_b}{l} + (m - m_f)h_p}{m - \frac{4}{3}m_f} - 1 \right] \left(1 - \frac{m_f}{m}\right)l\varphi, \end{aligned} \quad (11)$$

где ΔM_h – изменение суммарного момента в тазобедренных суставах, а $\left(1 - \frac{m_f}{m}\right)l\varphi$ – фронтальное перемещение центра масс. Выражение (11) для фронтальной составляющей содержит «хороший» малый параметр $\frac{h_p}{l} \ll 1$ и отношение $\frac{m_f}{m} \approx 0,2$, которое также в первом приближении можно считать малым.

Пренебрегая этими величинами и учитывая, что $\frac{h_b}{l} \leq 0,5$, получим грубую оценку для величины x_s в виде

$$x_s \approx \frac{\Delta M_h}{mg} \left(1 + \frac{h_b}{l}\right) + h_b \varphi. \quad (12)$$

Чтобы сравнить слагаемые в соответствии с теорией размерностей [8, 12], приведем это соотношение к безразмерному виду, перейдя к переменным $\delta M = \frac{\Delta M_h}{M_*}$, $\delta x_s = \frac{x_s}{l\varphi_*}$ и $\delta\varphi = \frac{\varphi}{\varphi_*}$. В качестве характерных значений φ_* и M_* примем величину амплитуды изменения угла φ и модуль момента в тазобедренном суставе, которое обеспечивает равновесие системы при $\varphi = \varphi_*$.

$$M_* = (m - m_f)gl\varphi_* \approx mgl\varphi_*.$$

Для этих переменных выражение (12) примет вид

$$\delta x_s \approx \delta M \left(1 + \frac{h_b}{l}\right) + \frac{h_b}{l} \delta\varphi.$$

Поскольку $\frac{h_b}{l} \leq 0,5$, вклад изменения момента в тазобедренном суставе по крайней мере втрое превышает вклад прочих факторов. Таким образом, и фронтальную координату центра давления также можно использовать для грубой оценки изменений момента в тазобедренном суставе.

ОБСУЖДЕНИЕ

Итак, в силу принятых предположений колебания во фронтальном и сагиттальном направлениях управляются группами мышц тазобедренного и голеностопного суставов соответственно.

Несмотря на значительные различия в структуре механической схемы для сагиттальных и фронтальных движений, приближенные уравнения (2) и (7), описывающие эти движения, однотипны. Постоянные времени для этих уравнений

$$\text{имеют вид } T_s = \sqrt{\frac{l_c}{3g}} \text{ и } T_f = \sqrt{\frac{m_b + \frac{2}{3}m_f}{m_b + m_f} \frac{l}{g}}.$$

В соответствии с данными [6] для человека ростом 1,7 м эти постоянные времени близки по величине и приблизительно составляют 0,16 и 0,2 с. Таким образом, уравнения, описывающие удержание человеком вертикальной позы, совпадают с уравнениями

колебаний активно стабилизируемого перевернутого маятника с небольшой асимметрией свойств во фронтальном и сагиттальном направлениях.

Соотношения (4) и (11) для изменения сагиттальной и фронтальной стабилотграмм совпадают по форме. Однако весовой вклад слагаемых, определяемых положением центра масс и моментом в суставе, в них различен. Если для сагиттальных колебаний показания стабилотанализатора в соответствии с (5) хорошо отображают изменение момента в голеностопном суставе, то для фронтальной плоскости подобное утверждение носит сильно приближенный характер. Тем не менее в первом приближении стабилотграмму целесообразно рассматривать как измерение нормированной величины моментов. Погрешности такого представления вряд ли сильно превышают погрешности определения центра масс человека в результате приближенных громоздких процедур, описанных в [17]. Отметим, что приведенная оценка справедлива для произвольных движений человека, в то время как оценки для движения центра масс часто справедливы только для медленных составляющих, характерных для спокойного стояния.

Такой подход позволяет объяснить, например, «ухудшение устойчивости» у некоторых больных в процессе реабилитации и части космонавтов в ходе послеполетной реабилитации (см., например, [10, 11]). С этим же фактором связаны проблемы использования стабилотанализатора при анализе движений [7].

Можно предположить, что такой эффект связан с тем, что в начале реабилитационного периода у указанных пациентов ослаблена мышечная система, а нервная система, хотя тоже возможно «разбалансирована», но адаптируется быстрее и в итоге осуществляет стабилизацию вертикальной позы меньшими усилиями. В ходе реабилитации мышечная система восстанавливается, и пациент может позволить затрачивать большие усилия на стабилизацию вертикальной позы, так как минимизация суммарных моментов в суставах, в соответствии с гипотезой из работы [3], не является главной целью системы управления вертикальной позой человека.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант 12-01-00839).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бухгольд Н.Н. Основной курс теоретической механики. – М.: Наука, 1972. – Ч. II. – 332 с.
2. Гаже П.М., Вебер Б. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека / Санкт-Петербург. мед. акад. последипломного образования. – СПб., 2008. – 314 с.
3. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука, 1965. – 256 с.
4. Денискина Н.В. Фронтальная устойчивость вертикальной позы человека: дис. ... канд. биол. наук. – М., 2009. – 122 с.
5. Денискина Н.В., Левик Ю.С., Гурфинкель В.С. Сравнительная роль мышц голеностопного и бедренного суставов в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии // Физиология человека. – 2001. – Т. 27, № 3. – С. 66–70.
6. Зацюрский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.
7. Карими М.Т. Оценка достоверности временных и основанных на колебаниях центра давления характеристик при анализе устойчивости стояния во время выполнения различных упражнений // Российский журнал биомеханики. – 2010. – Т. 14, № 3 (49). – С. 79–84.
8. Новожилов И.В. Фракционный анализ. – М.: Изд-во МГУ, 1995. – 224 с.
9. Новожилов И.В., Терехов А.В., Забелин А.В., Левик Ю.С., Шлыков В.Ю., Казенников О.В. Трехзвенная математическая модель для задачи стабилизации вертикальной позы человека // Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии. – М.: Изд-во МГУ, 2004. – С. 7–20.

10. Пурахин Ю.Н., Какурин Л.И., Георгиевский В.С., Петухов Б.Н., Михайлов В.М. Регуляция вертикальной позы после полета на кораблях «Союз-6 – Союз-8» и 120-суточной гипокинезии // Космическая биология и медицина. – 1972. – Т. 6, № 6. – С. 47–53.
11. Савельев М.Ю. Физиологическое обоснование стабилотрии в оценке статического равновесия у детей младшего школьного возраста в норме и при нарушениях двигательной функции: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – Архангельск, 2005. – 19 с.
12. Седов Л.И. Методы подобия и размерности в механике. – М.: Наука, 1977. – 440 с.
13. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилотрия. – М.: Антидор, 2000. – 188 с.
14. Терехов А.В. Математическое моделирование регуляции позы человека: дис. ... канд. физ.-мат. наук. – М., 2007. – 147 с.
15. Усачев В.И. Стабилотрические параметры. – Таганрог: Ритм, 2011. – 29 с.
16. Gurfinkel E.V. Physical foundations of stabilography // Agressologie. – 1973. – Vol. 14 (Spec. No. C). – P. 9–13.
17. Lafond D., Duarte M., Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment // Journal of Biomechanics. – 2004. – Vol. 37. – P. 1421–1426.
18. Nashner L.M. Sensory feedback in human posture control: science degree thesis. – Cambridge, 1970. – 198 p.

MECHANICAL MODELS OF STABILOMETRY

P.A. Kruchinin (Moscow, Russia)

The paper is devoted to the simplified models of force plate measurements. The traditional models are used to describe the motion of a person. Human motion in the sagittal plane is described by the inverted pendulum model. Simplified three link model is used to frontal plane motion description. Two links of this model are parallel and support on the floor. These units model the legs, and the third link simulates the body, arms and head, which do not change the mutual arrangement. Links pivotally connected at the hip joints. It is assumed that the force plate (stabilograph) is a rigid body. These models are used to express force plate measurements through body model angles and ankle and hip torques. The approximate analysis shows that changes in the sagittal and frontal coordinates of the centre of pressure mostly characterize the change of ankle and hip torques, respectively. The obtained estimation is valid for arbitrary tempo of human movements, and it allows us to explain “deterioration of stability” for some patients during the rehabilitation. It is assumed that this effect is associated with the fact that these patients have weakened the muscular system in the beginning of the rehabilitation period, and the nervous system performs stabilization of vertical posture with fewer efforts. The muscular system is restored during the rehabilitation, and the patient can expend greater efforts for stabilization of the vertical posture.

Key words: description of human movements, postural regulation model, stabilometry, ankle and hip joints, leg shape correction.

Получено 17 марта 2014