

УДК 612.766.2:53.081.4

ТЯЖЕЛОВ А.А.¹, КИЗИЛОВА Н.Н.², ФИЩЕНКО В.А.³, ЯРЕМИН С.Ю.³,
КАРПИНСКИЙ М.Ю.¹, КАРПИНСКАЯ Е.Д.¹¹Институт патологии позвоночника и суставов им. Н.И. Ситенко, г. Харьков²Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина³Винницкий национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова

АНАЛИЗ СТАБИЛОГРАММ НА ОСНОВЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА КАК МНОГОЗВЕННОЙ СИСТЕМЫ

Резюме. Приведен краткий обзор математических подходов к анализу стабิโลграмм. Представлены результаты регистрации колебаний центра масс тела здоровых испытуемых при удержании в течение 30 с одного из трех вариантов двухопорной стойки и при одноопорной стойке на платформе стабิโลграфа. Проанализированы положение проекции центра масс на горизонтальную плоскость, амплитуды качаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях, проведен спектральный анализ результатов. Разработана математическая модель тела человека в виде трехзвенного маятника. Учтены масс-инерционные характеристики сегментов тела. Задача о колебаниях тела в сагиттальной плоскости при двухопорной и одноопорной стойке сведена к системе дифференциальных уравнений второго порядка относительно углов отклонения звеньев от вертикали. Исследованы собственные частоты колебаний и проведено сравнение теоретических расчетов с результатами спектрального анализа стабิโลграмм. Обсуждаются перспективы использования предложенной схемы стабิโลграфических испытаний в клинической диагностике системы равновесия.

Введение

При поддержании человеком заданной позы отдельные сегменты его тела испытывают незначительные колебания, которые не всегда заметны невооруженным глазом, но могут быть зарегистрированы с помощью специальных биомедицинских электронных систем. Одним из наиболее широко используемых методов является стабิโลграфия (статография, постуурография). При стабิโลграфических исследованиях регистрируются силы реакции R_j , возникающие на отдельных участках опорной поверхности испытуемого [1]. Простейшая модель стопы человека включает два отдела — передний (носок) и задний (пятка), что для двухопорного стояния дает $j = 4$ силы реакции. По измеренным значениям R_{j-4} можно рассчитать координаты (x, y) проекции центра масс тела человека на опорную поверхность и таким образом зарегистрировать функции $(x(t), y(t))$, которые имеют сложный вид и представляют собой результат суперпозиции нерегулярных колебаний с разными характерными временами [1, 2]. Различные параметры этих кривых и рассчитанные по ним индексы широко используются в медицине для диагностики состояния опорно-двигательной и нервной системы, внутреннего уха и органов равновесия, наличия вертебральных патологий, головокружений [3, 4], при реабилитации больных

склерозом, при болезни Паркинсона, для восстановления локомоторной функции и речи после перенесенного инсульта [5]. Применение стабิโลграфии в спорте и спортивной медицине позволяет своевременно оценивать функциональную подготовленность спортсменов, корректировать режимы тренировки, лечения травм, реабилитационных мероприятий, разрабатывать специальные тренировочные упражнения и отрабатывать приемы штангистов, оптимизировать выбор стойки у стрелков и положений у фигуристов [6–10]. В ходе совершенствования спортивного мастерства наблюдается минимизация амплитуд качания тела и увеличение устойчивости при выполнении стандартных и целого ряда усложненных поз статического и динамического равновесия. При этом механизмы возникновения тех или иных паттернов качания тела остаются неизвестными, а в ряде случаев данные стабิโลграфии остаются в пределах нормы и при некоторых выраженных патологических изменениях [11].

Известно, что колебания углов в коленном и бедренном суставах коррелируют, что связано с наличием кинематических синергий, поддерживающих неизменное положение центра масс тела за счет контроля положения отдельных сегментов — туловища и конечностей [12]. Предложены различные гипотезы о механизмах поддержания постоянной позы, которые

ориентированы на слуховые, визуальные, тактильные и другие сигналы и имеют разные характерные времена [1, 13–15]. Динамика качаний имеет общие черты с процессами коррелированных случайных блужданий [16]. Возможно, поддержание равновесия тела человека ориентировано на определенный паттерн движения центра масс тела [17].

Выделение рациональной и диагностически значимой информации из стабิโลграмм представляет собой трудную и не до конца решенную задачу, несмотря на тысячи исследований, посвященных методике регистрации и анализа стабิโลграфических данных. Особенно сложным является исследование стабิโลграмм, полученных при выполнении различных динамических тестов (прыжок, сход с платформы, подъем руки и др.), поскольку существуют сотни разных кинематических схем перемещения отдельных сегментов тела из одного фиксированного положения в другое [18].

По зарегистрированным значениям R_j можно рассчитать координаты точки приложения вертикальной компоненты равнодействующей силы реакции опоры — центра давлений (ЦД). Если предположить, что горизонтальная компонента сил реакции равна нулю, ЦД представляет собой мгновенную точку равновесия тела [14]. Соединяя непрерывной линией (например, аппроксимируя сплайнами) положения точки равновесия в последовательные моменты времени, можно получить траекторию случайных блужданий ЦМ [2]. Таким образом, можно разложить кривые $x(t)$ и $y(t)$ на хаотическую (случайные блуждания) и регулярную (осцилляции с определенной частотой) компоненты, анализ которых позволяет глубже понять механизмы поддержания позы [15, 17].

Наиболее популярным методом исследования стабิโลграмм является спектральный анализ. Расчет спектральной плотности мощности показывает, что большая ее часть (> 90 %) приходится на долю низких частот ($f < 2$ Гц) [19]. При этом разные авторы указывают несколько различные диапазоны, соответствующие колебаниям с разной спектральной мощностью и разными механизмами происхождения [19–22]. Возможно, эти различия связаны с особенностями проведения измерений (разные позы и динамические тесты и разные модели стабิโลграфов). Оценка амплитудно-частотного спектра стабิโลграмм чрезвычайно важна и используется в медицинской диагностике, спорте, спортивной медицине и в таких случаях, когда требуется определить содержание алкоголя в крови или степень алкогольной зависимости [23]. Поэтому исследование вопроса о том, каков диапазон частот колебаний тела человека в норме, при патологиях ОДС и различных состояниях, существует ли зависимость результатов от условий проведения измерений и вида теста, является чрезвычайно актуальным.

Целью настоящего исследования является сравнительный анализ стабิโลграмм при различных положениях тела человека и разработка адекватной математической модели для обработки зарегистрированных данных.

Задача работы состоит в выявлении тех параметров стабิโลграмм, которые могут быть эффективно использованы в медицинской диагностике и обоснованы в рамках математической модели, которая допускает анализ нормы и различных патологий системы поддержания баланса позы.

Материалы и методы

Проведены стабิโลграфические исследования 12 здоровых испытуемых (возраст $33,5 \pm 16,5$ года, вес $67,7 \pm 20,8$ кг, рост $1,73 \pm 0,17$ м) без выраженных физических и неврологических патологий с помощью прибора «Статограф» на базе лаборатории биомеханики Харьковского института патологии позвоночника и суставов им. М.И. Ситенко. В ходе измерений испытуемому предлагалось поддерживать обычную двухопорную стойку в течение 30 с. При этом регистрировались опорные силы реакции $R_{1,2}^{l,r}$ переднего (1) и заднего (2) отделов левой (l) и правой (r) стопы (рис. 1), по которым автоматически рассчитывались координаты центра масс тела человека. Затем последовательно проводились те же измерения при двухопорной стойке с переносом тяжести тела на одну из стоп, а также при балансировании на одной ноге. Поскольку амплитуды качаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях существенно зависят от площади опоры испытуемого [24], следует ожидать, что параметры спектра колебаний будут отличаться при одноопорной и двухопорной стойке.

Зарегистрированные временные ряды ($x(t)$, $y(t)$) затем усиливались ($\times 100$). Впоследствии отфильтровывались низкочастотные ($f < 0,01$ Гц) и высокочастотные

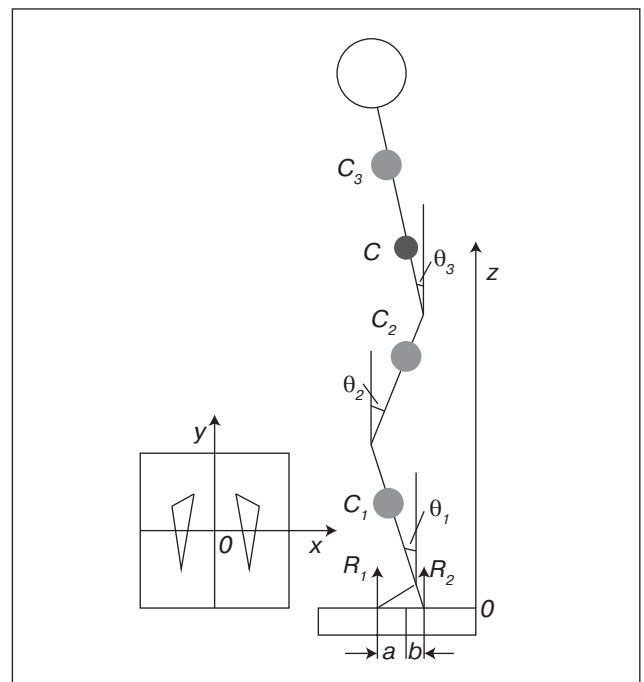


Рисунок 1. Схема трехзвенной кинематической цепи тела человека для оценки параметров качания в сагиттальной плоскости при двухопорной стойке

($f > 10$ Гц) колебания с помощью стандартного фильтра Butterworth 2-го порядка. Для устранения тренда изолинии колебания x , $y(t)$ смещались относительно среднего значения $\langle x, y(t) \rangle$ так, чтобы после смещения получить $\langle x, y \rangle = 0$. Первые 2 с записи рядов $x(t)$, $y(t)$ удалялись для устранения погрешностей, связанных с фильтрацией и осреднением [2].

С целью последующего построения соответствующей математической модели тела как многозвенной системы у всех испытуемых проводились измерения длин сегментов нижних конечностей между голеностопным, коленным и бедренным суставами, а также туловища и сегментов верхних конечностей.

Результаты измерений и анализ стабิโลграмм

Характерный первоначальный вид зависимостей $x(t)$, $y(t)$, а также траектория $y(x)$ проекции центра масс (точка C на рис. 1) представлены на рис. 2 и 3 соответственно. У большинства испытуемых была обнаружена некоторая асимметрия расположения проекции центра масс относительно оси OY (рис. 3), что связано с индивидуальными особенностями удобной двухопорной стойки [1]. При двухопорной стойке с переносом веса тела проекция центра масс (x_c, y_c) смещалась в направлении опорной стопы, однако симметрия в расположении соответствующих траекторий (кривые 2 и 3 на рис. 3) была отмечена только у одного из испытуемых.

Линейные размеры $h_x \times h_y$ прямоугольников, ограничивающих площади, заполненные соответствующими траекториями (рис. 3, 4), определяют максимальные амплитуды качаний в сагиттальной (OX) и фронтальной (OY) плоскостях. При этом в соответствующих траекториях можно без труда выделить компоненту, соответствующую более высокоамплитудным случайным блужданиям и высокочастотному тремору.

Проекция центра масс при стойке с переносом веса тела сопровождалась в большинстве случаев смещением соответствующей точки (x_c, y_c) кзади. При стойке на одной стопе проекция центра масс также несколько смещалась назад и в направлении к наружной поверхности соответствующей стопы (рис. 4). Амплитуда

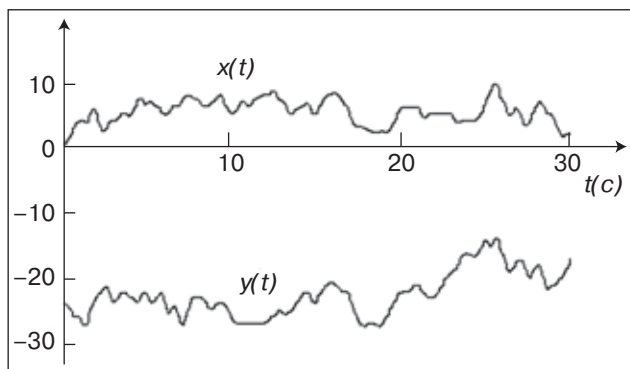


Рисунок 2. Колебания ($x(t)$, $y(t)$) проекции центра масс тела одного из испытуемых при двухопорной стойке

качаний при одноопорной стойке существенно увеличивалась как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости. Траектории блужданий центра масс характеризуются при этом большей длиной участков однонаправленного перемещения центра масс и несколько меньшим тремором (рис. 4). Какие-либо закономерности картины качаний при двухопорной и одноопорной стойке у здоровых испытуемых визуально не определяются.

Для всего массива измерений распределение проекций центра масс равномерно и индивидуальные особенности в нем нивелируются (рис. 5). В соответствии с результатами предыдущих масштабных измерений [1] полученные нами результаты относятся к вариантам нормы двухопорной стойки здоровых индивидов.

Спектральный анализ показал, что колебания в сагиттальной плоскости имеют большую мощность

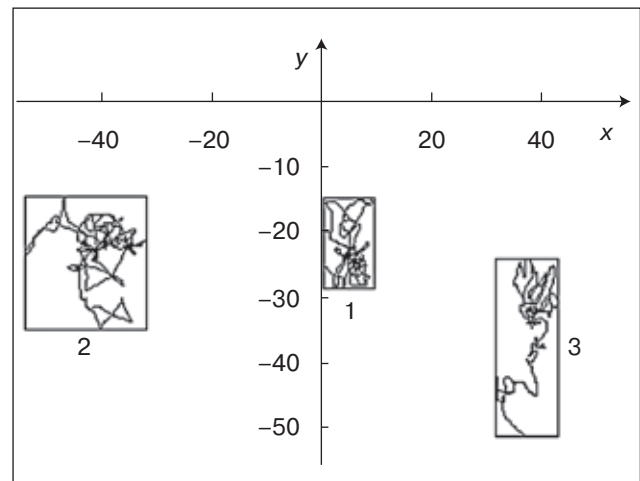


Рисунок 3. Траектории $y(t)$ проекции центра масс при вертикальной двухопорной (1) стойке и двухопорной стойке с переносом веса тела на левую (2) и правую (3) стопу.

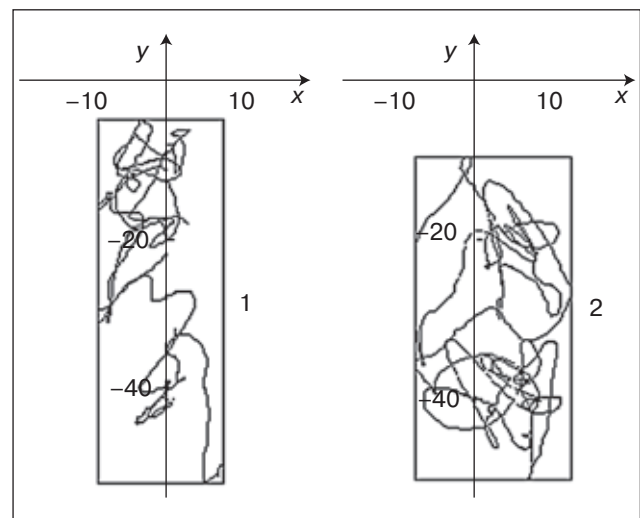


Рисунок 4. Траектории $y(t)$ проекции центра масс при одноопорной стойке на левой (1) и правой (2) стопе

(рис. ба), что чаще всего объясняют большим линейным размером площади опоры в направлении оси OY [1]. При искусственном уменьшении площади опоры в экспериментах наблюдалось увеличение мощности колебаний в сагиттальной плоскости вплоть до потери устойчивости [24]. Наши оценки показали, что в спектре можно выделить несколько основных диапазонов, обладающих разными плотностями мощности: для колебаний в направлении оси OX это диапазоны $f \in [0,2; 0,4]$ (I), $f \in [0,4; 1]$ (II), $f \in [1; 1,4]$ (III), $f \in [1,4; 4]$ (IV), а для колебаний в направлении оси OY — диапазоны $f \in [0,2; 0,3]$ (I), $f \in [0,3; 0,9]$ (II), $f \in [0,9; 1,3]$ (III), $f \in [1,3; 3]$ (IV). Хотя вид распределений $W(f)$ отличается у разных испытуемых, соотношение $W_I : W_{II} : W_{III} : W_{IV}$ слабо меняется и близко к $0,5 : 0,4 : 0,07 : 0,03$. Таким образом, диагностическое значение может иметь не столько вид зависимости $W(f)$ или значения отдельных пиков, сколько соот-

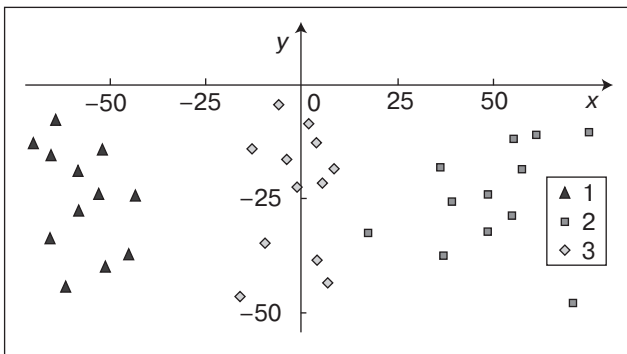


Рисунок 5. Осредненные значения $y(x)$ для всех испытуемых при двухопорной стойке (1) и стойке с переносом веса на левую (2) и правую (3) стопу

ношение между плотностью энергии, соответствующей определенным частотным диапазонам, отвечающим разным системам контроля за поддержанием положения тела [1].

Естественное уменьшение площади опоры можно получить, проводя измерения при одноопорной стойке. При этом мощность качаний в сагиттальной плоскости несколько увеличивается в области W_I и

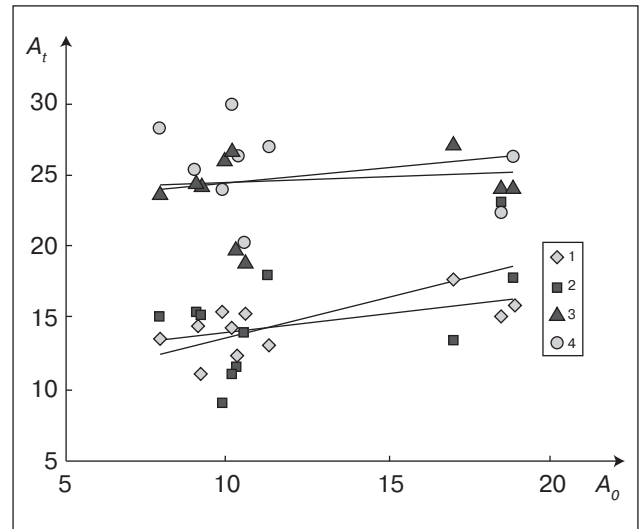


Рисунок 7. Амплитуда качаний A_t при выполнении теста как функция амплитуды качаний A_0 при стандартной двухопорной стойке для разных тестов: двухопорная стойка с переносом веса тела на правую (1) и левую (2) стопу и при одноопорной стойке на правой (3) и левой (4) ноге

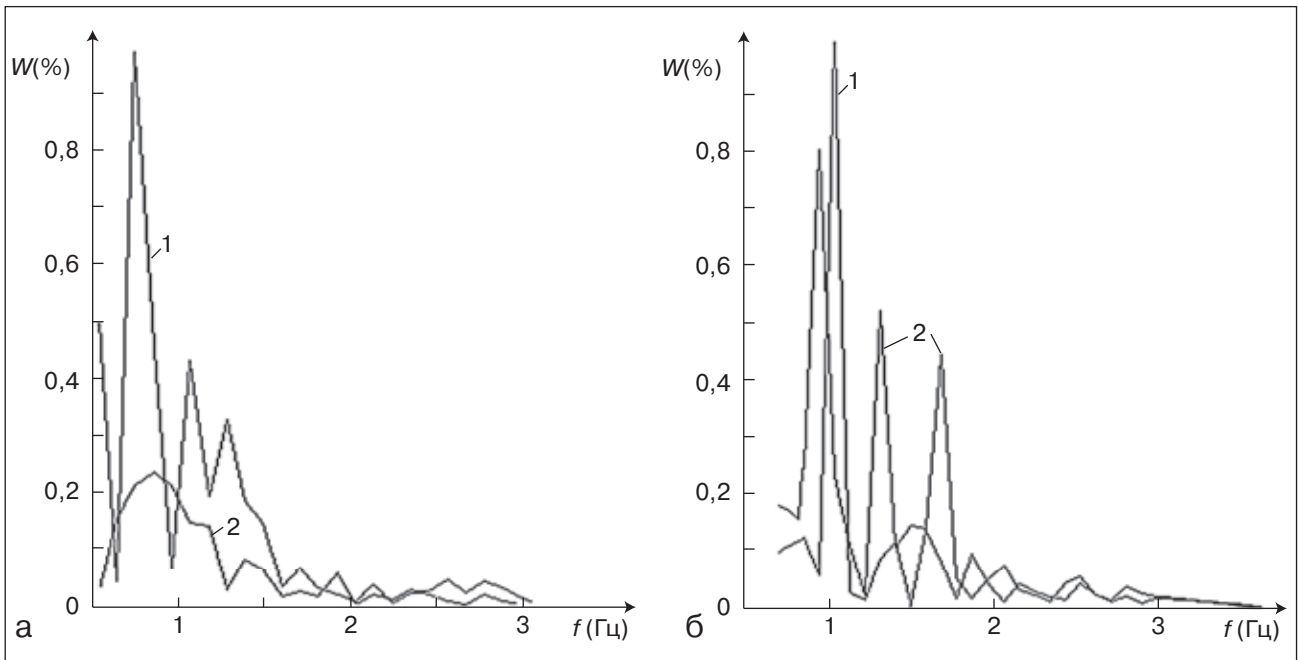


Рисунок 6. Безразмерная плотность спектральной мощности сигнала для качаний в сагиттальной (кривая 1) и фронтальной (кривая 2) плоскостях при двухопорной (а) и одноопорной (б) стойке одного и того же испытуемого

снижается для остальных частот, однако раскачивание во фронтальной плоскости существенно усиливается. При этом четко выделяются три основных пика, соответствующих раскачиваниям в трех диапазонах частот W_p , W_{II} , W_{III} (рис. 6б). Значения частот, соответствующие максимумам спектральной плоскости при двухопорной и одноопорной стойке, немного отличаются. В целом при одноопорной стойке все значения частот смещаются в сторону несколько более высоких частот. Аналогичные качественные закономерности описаны в литературе при стабиллографических исследованиях стойки спортсменом.

Картины колебаний центра масс отличаются также при двухопорной и одноопорной стойке. При этом можно выявить статистически достоверные зависимости между амплитудами колебаний при опоре на одну стопу (A) и при стандартной двухопорной стойке (A_0), рассчитанные как $A = (h_x^2 + h_y^2)^{0,5}$ (рис. 7). В норме средние амплитуды качаний при опоре с переносом тела совпадают и линейно зависят от A_0 . При одноопорной стойке зависимости аналогичные, а амплитуды качаний возрастают практически в два раза по сравнению с двухопорной стойкой. Так, средние по всем испытуемым значения $A_0 = 12,028$, при двухопорной стойке с переносом тела $A_1 = 14,286$ и $14,684$ для правой и левой ноги и при одноопорной стойке $A_1 = 24,582$ и $24,862$ для правой и левой ноги. Такое изменение амплитуды не может быть однозначно объяснено за счет одного только уменьшения размеров площади опоры, поскольку разные стойки связаны с различным участием опорных и неопорных конечностей.

Математическая модель колебаний тела человека в сагиттальной плоскости при двухопорной стойке

Рассмотрим соответствующую модель тела человека в виде перевернутого трехзвенного маятника (рис. 1). Длины и массы сегментов L_{1-3} и m_{1-3} , центры масс сегментов C_{1-3} расположены на расстоянии d_{1-3} от начала сегмента, считая вдоль направления оси OZ . Считая, что положение опоры остается неизменным, геометрию маятника можно полностью описать углами отклонения θ_{1-3} звеньев от вертикали. Движение маятника описывается уравнениями Лагранжа:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{\theta}_j} - \frac{\partial T}{\partial \theta_j} + \frac{\partial \Pi}{\partial \theta_j} = 0, \quad (1)$$

где T и Π — кинетическая и потенциальная энергия системы, а точка над символом обозначает производную по времени.

Первый сегмент (голень) участвует во вращательном движении относительно фиксированного шарнира (голеностопного сустава). Второй (бедро) и третий (туловище) сегменты участвуют во вращательном движении относительно своего центра масс и в переносном движении центра масс, возникающего за счет перемещения предшествующих звеньев. При этом вы-

ражения для энергий T_j , Π_j отдельных звеньев могут быть записаны в виде:

$$\begin{aligned} T_1 &= 0,5\theta_1^2 (J_1 + m_1 d_1^2), \\ T_{2,3} &= 0,5J_{2,3} \theta_{2,3}^2 + 0,5m_1 V_{2,3}^2, \\ \Pi_1 &= m_1 g d_1 (1 - \cos \theta_1), \\ \Pi_2 &= m_1 g L_1 (1 - \cos \theta_1) + m_2 g d_2 (1 - \cos \theta_2), \\ \Pi_3 &= m_1 g L_1 (1 - \cos \theta_1) + m_2 g L_2 (1 - \cos \theta_2) + m_3 g d_3 (1 - \cos \theta_3), \end{aligned} \quad (2)$$

где J_j — момент инерции звена относительно его центра масс C_j , g — ускорение свободного падения, V_j — скорости перемещения звеньев относительно их центров масс:

$$\begin{aligned} V_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + d_2^2 \dot{\theta}_2^2 + 2L_1 d_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2), \\ V_3^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 + d_3^2 \dot{\theta}_3^2 + 2L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + \\ &+ 2L_1 d_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_1 - \theta_3) + 2L_2 d_3 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_2 - \theta_3). \end{aligned}$$

Подставляя выражения (2) в (1), разлагая выражения для тригонометрических функций в ряды по степеням соответствующего угла и пренебрегая слагаемыми $\sim o(\theta_j^2)$, получим систему линейных дифференциальных уравнений, которая в матричной форме запишется в виде:

$$M \cdot \frac{d^2}{dt^2} \vec{\theta} + N \cdot \vec{\theta} = 0, \quad (3)$$

где $\vec{\theta}^T = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)$, знак T означает транспонирование.

$$\begin{aligned} M_{11} &= J_1 + m_1 d_1^2 + (m_2 + m_3) L_1^2, \\ M_{22} &= J_2 + m_2 d_2^2 + m_3 L_2^2, \\ M_{33} &= J_3 + m_3 d_3^2, \\ M_{12} &= m_2 L_1 d_2 + m_3 L_1 L_2, \\ M_{13} &= M_{31} = m_3 L_1 d_3, \\ M_{21} &= m_2 L_1 d_2 + m_3 L_1 L_2, \\ M_{23} &= M_{32} = m_3 L_2 d_3, \end{aligned}$$

$$N = \begin{pmatrix} m g (d_1 + 2L_2) & 0 & 0 \\ 0 & m g (d_2 + 2L_2) & 0 \\ 0 & 0 & m g d_3 \end{pmatrix}.$$

Исследуем систему (3). Вначале определим собственные колебания маятника, подставляя в (3) решение вида $\theta_j = a_j \sin(\omega t + \psi)$, где a_j , ω , ψ — амплитуда, круговая частота и начальная фаза колебаний. Тогда получим следующую систему алгебраических уравнений:

$$(M\omega^2 + N) \cdot \vec{\alpha} = 0, \quad (4)$$

где $\vec{\alpha}^T = (\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)$.

Условие разрешимости системы (4) $\det |M\omega^2 + N| = 0$ приводит к уравнению для определения собственных частот колебаний ω , решение которого может быть легко получено численными методами, если все коэффициенты модели заданы.

Математическая модель колебаний тела человека в сагиттальной плоскости при одноопорной стойке

В качестве математической модели одноопорной стойки рассмотрим также трехзвенный маятник (рис. 8). Будем считать, что испытуемый стоит на прямой опорной ноге, а неопорную ногу держит выпрямленной и использует для поддержания баланса, так что при этом меняется угол отклонения выпрямленной ноги от вертикали θ_2 , но не взаимное расположение сегментов выпрямленной ноги (рис. 8). Руки испытуемого при этом расположены вдоль туловища и остаются неподвижными.

Введем длину, массу и положение центра масс всех звеньев модели аналогично предыдущему случаю. Будем полагать, что левая и правая конечности одинаковы, а их длина, масса и расстояние до центра масс звена суть L_i , m_i , d_i . Движение маятника в этом случае будет описываться теми же каноническими уравнениями (1), где выражения для потенциальной и кинетической энергии первого звена примут тот же вид (2), а для второго и третьего звеньев получим:

$$\begin{aligned} T_{2,3} &= 0,5J_{2,3}^c \dot{\theta}_{2,3}^2 + 0,5m_1 V_{2,3}^2, \\ \Pi_2 &= m_1 g(d_1 + d_1 \cos \theta_2 - L_1 \cos \theta_1), \\ \Pi_3 &= m_3 g(L_1 + d_3 - d_3 \cos \theta_3 - L_1 \cos \theta_1), \\ V_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + d_2^2 \dot{\theta}_2^2 + 2L_1 d_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2, \\ V_3^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + d_3^2 \dot{\theta}_3^2 + 2L_1 d_3 \cos(\theta_1 - \theta_3) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3. \end{aligned} \quad (5)$$

Подставляя выражения (5) в (1), разлагая тригонометрические функции в ряды и пренебрегая малыми слагаемыми, также получим систему дифференциальных уравнений вида (3), где

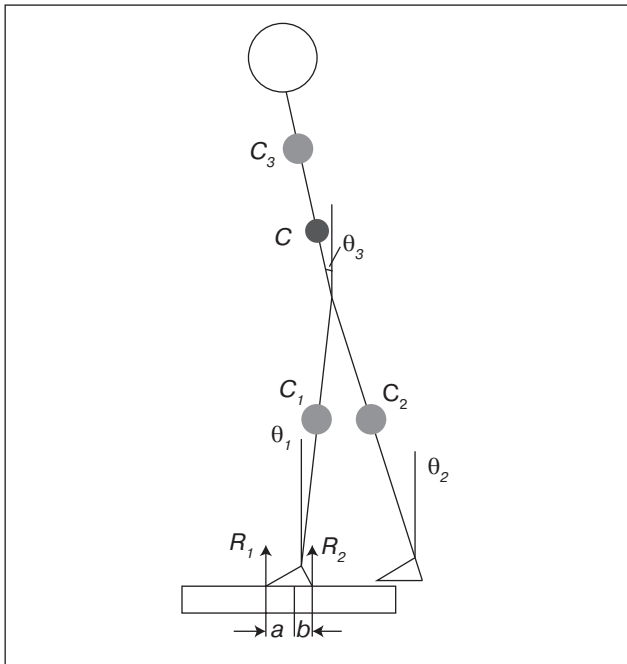


Рисунок 8. Схема трехзвенной модели тела человека для оценки параметров качания в сагиттальной плоскости при одноопорной стойке

$$\begin{aligned} M_{11} &= J_1 + m_1 d_1^2 + (m_2 + m_3) L_1^2, \\ M_{22} &= J_2 + m_2 d_2^2, \\ M_{33} &= J_3 + m_3 d_3^2, \\ M_{12} &= M_{21} = m_1 L_1 d_1, \\ M_{13} &= M_{31} = m_3 L_1 d_3, \\ M_{23} &= M_{32} = 0, \end{aligned}$$

$$N = \begin{pmatrix} m_1 g(d_1 + L_1) + m_1 g L_1 & 0 & 0 \\ 0 & m_1 g d_1 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 g d_3 \end{pmatrix}.$$

В этом случае также имеет смысл вначале исследовать свободные колебания системы, определить собственные частоты колебаний и провести сравнение случаев двухопорной и одноопорной стойки. Процедура исследования решения задачи в этом случае будет такой же, как описано в предыдущем разделе для двухопорной стойки.

Результаты численных расчетов и обсуждение

Исследование собственных колебаний систем проводилось численными методами. Длины сегментов моделей известны из измерений, а расчеты масс, моментов инерции и положения центров масс сегментов проводились на основании регрессионных соотношений, полученных при масштабных измерениях на рассеченных трупах и приведенных в литературе [25–26]. Поскольку в трехзвенной модели туловище и неподвижно удерживаемые вдоль него верхние конечности рассматривались как один сегмент, то расчет положения центра масс и момента инерции верхнего звена (звено 3 в обеих моделях) проводился на основании соответствующих формул классической механики. Масса звена определялась путем суммирования масс входящих в него сегментов, рассчитанных по соответствующим регрессионным зависимостям при известной массе тела и росте испытуемого и длине сегмента [25–26]. Аналогичные расчеты проводились и для модели одноопорной стойки, где нижние конечности рассматривались как цельные звенья. Результаты расчетов частот свободных колебаний системы приведены в табл. 1. Сравнение расчетных значений с результатами, полученными нами при анализе зарегистрированных стабิโลграмм и аналогичных данных, представленных в литературе [19–21], показывают, что рассчитанные частоты собственных колебаний соответствуют трем основным диапазонам колебаний W_p , W_{II} , W_{III} . При этом более высокочастотные составляющие ($f_{2,3}$) вызваны физиологическим тремором [20], а низкочастотная компонента (f_1) — механическими свойствами системы. Несколько завышенные значения расчетной частоты по сравнению с данными спектрального анализа стабิโลграмм связаны с тем, что в математической модели не были учтены демпфирующее воздействие трения в суставах, наличие суставных моментов, появление которых ориентировано на поддержание неизменного положения центра масс и характеризуется некоторым временем запаздывания,

связанным с реакцией органов равновесия, нервной и мышечной систем [1].

Численные расчеты по модели одноопорной стойки приводят к значениям частот, которые несколько выше соответствующих частот колебаний тела при двухопорной стойке для данного индивида, однако относятся к тем же выделенным выше диапазонам W_p , W_{II} , W_{III} . Таким образом, результаты численных расчетов изменения частот колебаний при переходе от двухопорной к одноопорной стойке согласуются со стабилиграфическими данными.

Полученные нами результаты согласуются с гипотезой о том, что любое уменьшение площади опорной поверхности (как в продольном, так и в поперечном направлении) приводит к возрастанию неустойчивости позы [2]. При определенных критических значениях размеров опорной поверхности может произойти потеря устойчивости индивидом заданного тестового положения тела. При этом амплитуда колебаний увеличивается как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости и изменяется характер компоненты, соответствующей низкочастотным случайным блужданиям центра масс системы, — увеличивается средняя «длина свободного пробега» центра масс при хаотических блужданиях, что приводит к значительному увеличению максимальной амплитуды качаний. Изменяется и вклад высокочастотной компоненты, соответствующей тремору, который накладывается на случайные блуждания.

Результаты измерений и исследований на предложенных математических моделях могут прояснить механизмы, участвующие в поддержании положения тела, и их возможные изменения при патологиях. Как было указано выше, сложная динамика качаний тела рассматривается как результат работы системы поддержания баланса, который направлен на выяснение степени неустойчивости заданного положения путем малых отклонений положения отдельных сегментов и оценки результирующих смещений центра масс. Система обратной связи, использующая подобный механизм, является весьма эффективной для нормальных пациентов, поскольку даже при больших амплитудах колебаний в обеих плоскостях при одноопорной стой-

Таблица 1. Собственные частоты колебаний тела человека при двухопорной стойке

N	Рост (м)	Масса (кг)	f_1	f_2	f_3
1	1,82	80,75	1,51	1,88	4,95
2	1,56	52,45	1,35	1,83	4,98
3	1,72	60,95	1,38	1,83	4,98
4	1,80	61,1	1,41	1,88	5,63
5	1,69	55,7	1,35	1,91	5,57
6	1,90	84,75	1,51	1,98	6,65
7	1,74	61,5	1,41	1,89	5,65
Среднее значение	1,75	65,3	1,42	1,89	5,49

ке никто из обследованных добровольцев не потерял устойчивость. Начатая нами серия экспериментов по сравнительному исследованию параметров двухопорной и одноопорной стойки весьма перспективна для диагностики состояния пациентов с патологиями нервной и опорно-двигательной систем и с травмами. Известно, что увеличение амплитуды качаний во фронтальной плоскости у пожилых людей является надежным параметром для прогнозирования падения и перелома кости при остеопорозе. Исследование динамики колебаний центра масс при двухопорной и одноопорной стойке позволит разработать новые критерии для ранней диагностики таких состояний. Дело в том, что при привычной двухопорной стойке физиологические механизмы поиска устойчивого положения задействованы мало [2]. Для того чтобы выявить степень готовности систем обратной связи поддержать баланс тела при экстремальных условиях, предшествующих, например, падению, необходимо искусственно задать некоторую некомфортную стойку, и наиболее естественной является при этом вертикальная одноопорная стойка, которая позволяет активизировать физиологические механизмы обратной связи и заставить их выбирать оптимальные условия движения сегментов тела для поддержания устойчивости стойки. Чем более некомфортную стойку вынужден поддерживать испытуемый, тем большую область возможных перемещений тела приходится «сканировать» системе поддержания равновесия [2]. Анализ паттернов таких сканирующих движений, траекторий перемещения центра масс $y(x)$ и их отдельных компонент — случайных блужданий и тремора — позволит проводить индивидуальную диагностику пациентов. Разработанные выше математические модели могут быть эффективно использованы для исследования вынужденных колебаний тела при том или ином положении (при механической стимуляции мышц, внезапном толчке). Наличие механизмов обратной связи также может быть введено в модели в виде возвращающей пары сил в суставах с учетом соответствующего времени запаздывания нервно-мышечной системы регуляции, что составит дальнейший предмет исследования авторов.

Заключение

Результаты стабилиграфических исследований нескольких видов двухопорной вертикальной позы и стойки на одной стопе показали, что вид соответствующих траекторий проекции центра масс тела на горизонтальную плоскость, амплитуды качаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях и средняя по времени исследования проекция существенно отличаются у разных здоровых испытуемых.

В силу невозможности однозначной визуальной оценки стабилиграфических данных огромное значение имеют математические методы обработки сигнала. В качестве диагностически значимых параметров были выделены максимальные амплитуды качаний в двух направлениях, отношение амплитуд качания при одноопорной и двухопорной стойке и спектральная

плотность сигнала в определенных диапазонах частот, соответствующих основным частотам колебаний тела. При переносе веса тела на одну из стоп при двухопорной стойке центр масс смещается несколько кзади и несимметрично для левой и правой стопы. Закономерности изменения амплитуды качаний при этом не выявляются. При одноопорной стойке происходит существенное (в среднем в 2 раза) увеличение амплитуды качаний, особенно во фронтальной плоскости, что связано со значительным уменьшением площади опорной поверхности в этом направлении.

Математическая модель тела человека в виде перевернутого трехзвенного маятника позволяет вычислить собственные частоты колебаний системы, описывает увеличение частот при переходе от двухопорной к одноопорной стойке. Модель допускает дальнейшее обобщение на случай наличия патологий, связанных с ограничением подвижности суставов, а также позволяет ввести систему физиологической регуляции поддержания вертикальной стойки как управление моментами вращения в суставах с некоторым временем запаздывания.

Сравнительный анализ стабิโลграммы при стандартной двухопорной стойке и балансировании на одной стопе является весьма перспективным для применения в медицинской диагностике, поскольку позволяет активизировать и оценить работу нервно-мышечной системы по управлению поддержанием баланса тела человека, который бывает нарушен за счет патологических и возрастных процессов.

Научная новизна представленных результатов состоит в разработанной математической модели колебаний тела при двухопорной и одноопорной позах и в анализе соответствующих стабิโลграфических данных, впервые проведенных с целью выявления закономерностей и механизмов поддержания вертикальной позы в норме и патологии.

Полученные результаты имеют непосредственное практическое значение для ранней медицинской диагностики патологий позвоночника и нижних конечностей.

Список литературы

1. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шук М.Л. Регуляция позы человека. — М.: Наука, 1965. — 256 с.
2. Mochizuki L., Duarte M., Amadio A.C., Zatsiorsky V.M., Latash M.L. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability different postural control mechanisms // *J. Appl. Biomech.* — 2006. — V. 22. — P. 51-60.
3. Norr M.E., Forrez G. Posture testing (posturography) in the diagnosis of peripheral vestibular pathology // *Arch. Otorhinolaryngol.* — 1986. — V. 243. — P. 186-189.
4. Sologubov E.G., Yavorskii A.B., Kobrin V.I., Nemkova S.A., Sinel'nikova A.N. Use of Computer Stabilography and computer-assisted biomechanical examination of gait for diagnosis of posture and movement disorders in patients with various forms of infantile cerebral paralysis // *Biomed. Eng.* — 2000. — V. 34, № 3. — P. 138-143.
5. Устинова К.И., Черникова Л.А., Иоффер М.Е., Слива С.С. // *Журн. высшей нервн. деятельности.* — 2000. — Т. 50, № 3. — С. 421-443.
6. Болобан В.Н., Мистулова Т.Е. Стабิโลграфия: достижения и перспективы // *Наука в олимпийском спорте: Спецвыпуск ГНИИФК.* — 2000. — С. 5-13.
7. Мистулова Т.Е., Слива С.С., Миленская С. Использование методики стабิโลграфии в спортивной тренировке и реабилитации // *Педагогіка, психологія та медико-біологічні проблеми фізичного виховання і спорту: Зб. наук. праць / За ред. Ермакова С.С.* — Харків: ХДАДМ (ХХП), 2004. — № 24. — С. 74-82.
8. Sliva S.S. Domestic computer stabilography: engineering standards, functional capabilities, and fields of application // *Biomed. Eng.* — 2005. — V. 39, № 1. — P. 31-34.
9. Карпинский М.Ю., Сасин М.П. Методика контроля техники ходьбы у спортсменов, занимающихся спортивной ходьбой // *V Всерос. конф. по биомеханике.* — 2000. — С. 178.
10. Карпинский М.Ю., Сасин М.П. Методика подготовки биатлонистов // *V Всерос. конф. по биомеханике.* — 2000. — С. 179.
11. Chao W.-Y., Tseng H.-Z., Tsai S.-T. Caloric response and postural control in patients with nasopharyngeal carcinoma after radiotherapy // *Clin. Otolaryngol.* — 1998. — V. 23. — P. 439-441.
12. Freitas S., Duarte M., Latash M.L. Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing // *J. Neurophysiol.* — 2006. — V. 95. — P. 636-645.
13. Гурфинкель В.С., Липшиц М.И., Мори С. и др. Стабилизация положения тела — основная задача позной регуляции // *Физиология человека.* — 1981. — Т. 7, № 3. — С. 400-410.
14. Zatsiorsky V.M., King D.L. An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings // *J. Biomech.* — 1998. — V. 31. — P. 161-164.
15. Zatsiorsky V.M., Duarte M. Rambling and trembling in quiet standing // *Motor Control.* — 2001. — V. 4. — P. 185-200.
16. Collins J.J., De Luca C.J. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories // *Experim. Brain Res.* — 1993. — V. 95. — P. 308-318.
17. Zatsiorsky V.M., Duarte M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: Rambling and trembling components of the stabilogram // *Motor Control.* — 1999. — V. 3. — P. 28-38.
18. Ferry M., Martin L., Termoz N., Cote J., Prince F. Balance control during an arm raising movement in bipedal stance: which biomechanical factor is controlled? // *Biol. Cybern.* — 2004. — V. 91. — P. 104-114.
19. Soames R.W., Atha J. The spectral characteristics of postural sway behaviour // *Eur. J. Appl. Physiol.* — 1982. — V. 49. — P. 169-177.
20. Леценко А.Г., Бойчук В.М., Орехова М.Г., Боянович Ю.В. Применение стабิโลграфа новой конструкции для исследования статики человека // *Биомеханика. Профилактика, патогенез и лечение травм и ортопедических деформаций.* — Рига, 1975. — С. 401-406.

21. Alessandrini M., Lanciani R., Bruno E., Napolitano B., Di Girolamo S. Posturography frequency analysis of sound-evoked body sway in normal subjects // *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* — 2006. — V. 263. — P. 248-252.
22. Latash M.L., Ferreira S.S., Wiczorek S.A., Duarte M. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure // *Exp. Brain. Res.* — 2003. — V. 150. — P. 314-324.
23. Ahmad S., Rohrbaugh J.W., Anokhin A.P., Sirevaag E.J., Goebel J.A. Effects of lifetime ethanol consumption on postural control: A computerized dynamic posturography study // *J. Vestibular Res.* — 2002. — V. 12, № 1. — P. 53-64.
24. Aruin A.S., Forrest W.R., Latash M.L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology.* — 1998. — V. 109. — P. 350-359.
25. Образцов И.В. и др. Проблемы прочности в биомеханике. — М.: Высшая школа, 1988. — 255 с.
26. Zatsiorsky V.M., Selujanov V.N., Chugunova L.G. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments // *Contemporary problems of biomechanics / Ed. by Chernyi G.G., Regirer S.A.* — Moscow: Mir Publishers. CRC Press, 2000. — P. 272-291.

Получено 24.11.12 □

Тяжелов О.А.¹, Кизилова Н.Н.², Фищенко В.О.³, Ярємін С.Ю.³, Карпинский М.Ю.¹, Карпінська О.Д.¹

¹Інститут патології хребта й суглобів ім. М.І. Ситенко, м. Харків

²Харківський національний університет ім. В.Н. Каразіна

³Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова

Tyazhelov A.A.¹, Kizilova N.N.², Fischenko V.A.³, Yaremin S.Yu.³, Karpinsky M.Yu.¹, Karpinskaya Ye.D.¹

¹State Institution «Institute of Spine and Joint Pathology named after M.I. Sitenko of Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv

²Kharkiv National University named after V.N. Karazin

³Vinnitsa National Medical University named after M.I. Pirogov, Vinnitsa, Ukraine

АНАЛІЗ СТАБІЛОГРАМ НА ОСНОВІ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ТІЛА ЛЮДИНИ ЯК БАГАТОЛАНКОВОЇ СИСТЕМИ

Резюме. Наведений короткий огляд математичних підходів до аналізу стабілограм. Представлені результати реєстрації коливань центра мас тіла здорових випробуваних при втриманні протягом 30 с одного з трьох варіантів двухопорної стійки й при одноопорній стійці на платформі стабілографу. Проаналізовано положення проекції центра мас на горизонтальну площину, амплітуди хитань у сагітальній і фронтальній площинах, проведений спектральний аналіз результатів. Розроблено математичну модель тіла людини у вигляді трьохланкового маятника. Ураховано мас-інерційні характеристики сегментів тіла. Завдання про коливання тіла в сагітальній площині при двухопорній і одноопорній стійці зведені до системи диференціальних рівнянь другого порядку щодо кутів відхилення ланок від вертикалі. Досліджено власні частоти коливань і проведені порівняння теоретичних розрахунків із результатами спектрального аналізу стабілограм. Обговорюються перспективи використання запропонованої схеми стабілографічних випробувань у клінічній діагностиці системи рівноваги.

ANALYSIS OF POSTUROGRAPHY BASED ON MATHEMATICAL MODEL OF HUMAN BODY AS MULTI-LINK SYSTEM

Summary. A brief review of mathematical approaches to analysis of posturography data is carried out. The results of registration of oscillations of the center of mass of healthy volunteers in the course of 30 s maintenance of one of three two-legged and the one-legged stance on the force platform are presented. Projection of the center of mass onto the horizontal plane, sway amplitude in sagittal and coronal planes and spectral analysis of the data are presented. A mathematical model of the human body as an inverted three-link pendulum is elaborated. The mass and inertia characteristics of the body segments are considered. The problem of the body sway in the sagittal plane at the two-legged and one-legged stances is reduced to the systems of second-order differential equations for deviations of the angles between the links and the vertical axis. The eigenvalues of the system are investigated and the comparison of the theoretical calculations and spectral analysis of the posturography data is carried out. Possible perspectives of application of the proposed posturography test in clinics for diagnostics of the balance system are discussed.