



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomech/2023.2.04

УДК 531/534: [57+61]

ДИФФУЗИОННЫЙ АНАЛИЗ СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ И ОСОБЕННОСТИ РАБОТЫ ВЕСТИБУЛЯРНОГО АППАРАТА

А.А. Любкевич, П.А. Кручинин

Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 28 марта 2023
Одобрена: 19 июня 2023
Принята к публикации: 20 июня 2023

Ключевые слова:

стабилометрия, центр давления, постурология, вестибулярный аппарат, модель движения, диффузионный анализ, показатель Херста

АННОТАЦИЯ

Рассматривается метод диффузионного анализа результатов стабилметрии. Известно, что диффузионные функции стабิโลграмм для фронтального и сагиттального направлений различны и их графики в логарифмических осях имеют характерный излом. Предполагается, что этот излом связан с изменением свойств персистентности для различных интервалов времени движения при наличии обратной связи в системе поддержания человеком вертикальной позы. В статье рассмотрен вопрос о возможной связи описанных особенностей диффузионного анализа стабิโลграмм с наличием зоны нечувствительности сигнала вестибулярного аппарата. Рассмотрены модели управляемой стабилизации вертикальной позы для фронтального и сагиттального направлений. Эти модели используют модифицированные уравнения движения перевернутого маятника, стабилизируемого ПИД-регулятором по позиционным измерениям. Управление дополнено обратной связью по информации, поступающей от модели отолитового органа, имеющего зону нечувствительности. Предполагается, что сигнал вертикального канала отолитов и полукружных каналов являются подпороговыми и системой управления не воспринимаются. Приведены результаты диффузионного анализа для ансамбля реализаций численной модели удержания человеком вертикальной позы. Параметры системы управления скорректированы по итогам сопоставления результатов моделирования с натурными данными. Численное моделирование показало, что влияние отолитового органа при спокойном стоянии здорового человека в позе "ноги на ширине плеч" во фронтальной плоскости минимально или отсутствует, в сагиттальной же плоскости существуют значения коэффициента усиления сигнала отолита, при которых становится заметно влияние этой составляющей управления. Представленное моделирование позволяет наметить основные направления для анализа связи показателей диффузионного анализа стабิโลграмм с особенностями функционирования как вестибулярного аппарата, так и других сенсорных модальностей.

© ПНИПУ

Стабิโลграфическая диффузионная функция

Для многих природных процессов характерно наличие «долговременной памяти». Если изучаемый процесс стационарен (не зависит от времени), то возможно существует связь между текущим и предшествующими состояниями. Для анализа такой связи Г. Хёрстом [15] предложен соответствующий показатель, первоначально

использованный для анализа задач гидрологии. В последующем этот показатель и его модификации применялись при изучении широкого круга прикладных задач. Для анализа стабилметрических данных на основании подходов, описанных в [17], в работе [12] предложена диффузионная функция стабิโลграммы (ДФС).

Её использование предполагает, что Δt для описания колебаний центра давления можно воспользоваться понятием частичного броуновского движения, для

© Любкевич Антон Александрович – аспирант кафедры прикладной механики и управления

e-mail: antonlyu@mail.ru

© Кручинин Павел Анатольевич – доцент кафедры прикладной механики и управления

e-mail: pkruch@mech.math.msu.su ID: 0009-0001-1063-8484



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

которого характерна связь между среднеквадратичным перемещением $f(\Delta t)$ за время Δt и самим интервалом-временем Δt :

$$f(\Delta t) \approx 2D\Delta t^{2H}.$$

В этих соотношениях величину H называют показателем Хёрста, а D – показателем диффузии. Эти величины будем называть диффузионными параметрами.

Среднеквадратичное перемещение за время Δt оценивается соотношением

$$f(\Delta t) = \frac{\sum_{i=1}^K \Delta r_i^2}{K},$$

где $\Delta r_i = r_{i+m} - r_i$ – перемещение за время Δt ; K – число последовательных интервалов продолжительностью использованных при осреднении; m – число измерений, проведенных за время Δt .

Функция $f(\Delta t)$ зависимости среднеквадратичного перемещения центра давления от интервала времени получила название диффузионная функция стабилотрамм (ДФС).

Зависимость между величиной $f(\Delta t)$ и в логарифмических осях показана рис. 1.

На полученных графиках ДФС в логарифмических осях выделялись две области с разной «крутизной» графика. Первая это – область до «изгиба», характеризующая перемещения на малых интервалах времени, вторая – для более протяжённых интервалов. В соответствии с [11] первый промежуток определялся от 0,05 до 0,3 с, второй промежуток начинался между 0,3 с и 2,5 с и заканчивался 7,5 с спустя. Для определения начала второго промежутка использовался следующий алгоритм:

Рассматривается последовательность интервалов

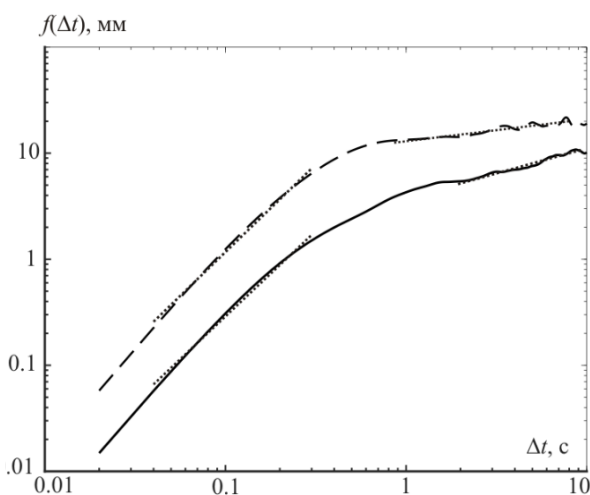


Рис. 1. Характерный вид диффузионных функций стабилотрамм (ДФС): сплошная линия – фронталь, штриховая – сагитталь; пунктиром показаны аппроксимации, использованные для вычисления показателей Хёрста

времени продолжительностью 7,5 с. Начальные значения этих интервалов принимали значения от 0,3 до 2,5 с с шагом 0,02 с. Для каждого интервала ДФС аппроксимируется прямой и вычисляется среднеквадратическое значение ошибки такой линейной аппроксимации. Из всех интервалов выбирается тот, на котором эта ошибка наименьшая. Полученный интервал используется для определения диффузионных показателей на втором промежутке.

Первая область получила название персистентная или краткосрочная область, вторая – антиперсистентная или долгосрочная. Персистентность соответствует показателю Хёрста большему чем 0,5, антиперсистентность меньшему чем 0,5. Заметим, что показатель Хёрста равный 0,5 соответствует обыкновенному броуновскому движению.

В этих областях в [12] вычислялись коэффициенты угла наклона графиков в логарифмических осях. Эти значения можно использовать в качестве оценки показателя Хёрста, обозначаемые H_s и H_l соответственно. Здесь индекс s соответствует «краткосрочной» области, ближайшей к началу координат, а l – «долгосрочной» области, после «изгиба».

Подобные показатели неоднократно использовались в практике физиологических и медицинских исследований [2; 8; 19–21]. Интерпретацию получаемых результатов связывают с двумя – или более – уровнями управления движениями человека. В статьях [12; 16] предполагается, что «краткосрочные» движения на временах менее 1 с осуществляется программно (*open-loop*) в отсутствие обратной связи от биологических сенсоров. Для более продолжительных движений, по мнению авторов, характерно использование информации от биологических сенсоров (*closed-loop*), и это приводит к заметному изменению стратегии управления. Такой подход сформирован на основании исследований движения руки [13], и в задачах удержания человеком вертикальной позы представляется слишком упрощенным, так как система управления движениями имеет несколько уровней обратных связей, значительная часть из которых функционирует на характерных временах значительно меньших чем 1 с. Поэтому речь, видимо, идет об информации используемой, «быстрыми» и «медленными» контурами управления. К первым, видимо, следует отнести обратные связи, реализуемые в рамках рефлекса на растяжение, а ко вторым обратные связи, в которых принимает участие система принятия решений высших уровней нервной системы. В статье [19] обсуждается возможность объяснения разделения ДФС на медленную и быструю части наличием запаздывания в цепи обратной связи. Однако такая интерпретация не объясняет отличия диффузионных показателей для фронтальной и сагиттальной, отмечавшиеся в работах [2;12].

Таким образом, вопрос об интерпретации стабилотраммических диффузионных показателей остается до настоящего времени открытым. Для прояснения этого

вопроса обратим внимание на то, что характерные величины «излома» определяются характерными временами реализуемого управления. Это время может также определяться средним временем «пробега» точки в фазовом пространстве задачи до заметного изменения величин управляющих параметров. В этой ситуации заметную роль могут играть свойства системы, связанные с зонами нечувствительности сенсоров, гистерезисными явлениями и т.п. Влияние зон нечувствительности в моделях постурологии уже обсуждалось ранее в [18]. В системе управления удержанием позы человека наиболее существенный эффект такого типа связан с наличием значительной области нечувствительности вестибулярного аппарата [9; 14]. Рассмотрим возможное влияние этой зоны нечувствительности на примере модельной задачи удержания вертикальной позы человеком при спокойном стоянии, учитывающей грубую модель отолитового органа.

Упрощённая модель удержания вертикальной позы человеком, учитывающая особенности вестибулярного аппарата

Возьмём за основу модель движения человека в сагиттальной плоскости, описанную в [19]. Эта традиционная модель основана на уравнениях движения перевёрнутого маятника (рис. 2). В первом приближении эта модель описывает движения в сагиттальной и фронтальной плоскостях, причём характерные времена управляемых движений этих моделей отличаются незначительно. Модифицируем модель [19] для описания движения как в сагиттальном, так и во фронтальном направлениях. Применимость такого подхода для позы, в которой ноги

параллельны, обсуждалась в [5] и более подробно проиллюстрирована в [6].

Систему уравнений, описывающую предложенную модель, запишем в виде

$$J_1 \ddot{\varphi} = C_i \varphi - T_C + T_d ; \tag{1}$$

$$\tau_f \dot{T}_d + T_d = K_\xi \xi ; \tag{2}$$

$$T_C = K_p \varphi + K_d \dot{\varphi} + K_i \int_0^t \varphi(\tau) d\tau + T_f ; \tag{3}$$

$$T_f = K_v F(x_s) ; \tag{4}$$

$$F(x_s) = \begin{cases} 0, & \text{если } |x_s| \leq G \\ (|x_s| - G) \text{sign}(x_s), & \text{если } |x_s| > G \end{cases} ; \tag{5}$$

$$m_1 \ddot{x}_s + k_v \dot{x}_s + k_u x_s = m_2 (g_s \varphi - W_s \ddot{\varphi}) ; \tag{6}$$

$$y_p = (J_2 \ddot{\varphi} - C_i \varphi) / mg . \tag{7}$$

Индекс *i* – равен *s* в сагиттали и *f* во фронтали. Уравнение (1) описывает движение перевёрнутого маятника под действием управляющих моментов. В этом уравнении φ – угол отклонения перевёрнутого маятника от вертикали для сагиттального направления и угол наклона параллельно установленным ног для фронтального; J_1 – приведённый момент инерции; C – коэффициент опрокидывающего момента, порождённого силой тяжести. Примем для сагиттального направления

$$J_1 = \frac{ml_p^2}{3}, C_s = mgh_s, \text{ а для фронтального направления}$$

$$J_{1_f} = (2J_f + m_b l_f^2), J_f = \frac{m_f l_f^2}{3}, C_f = (m_b + m_f) gl_f T_d .$$

Здесь m_b – масса туловища с руками и головой; m_f – масса ноги; $m = m_b + 2m_f$ – масса человека;

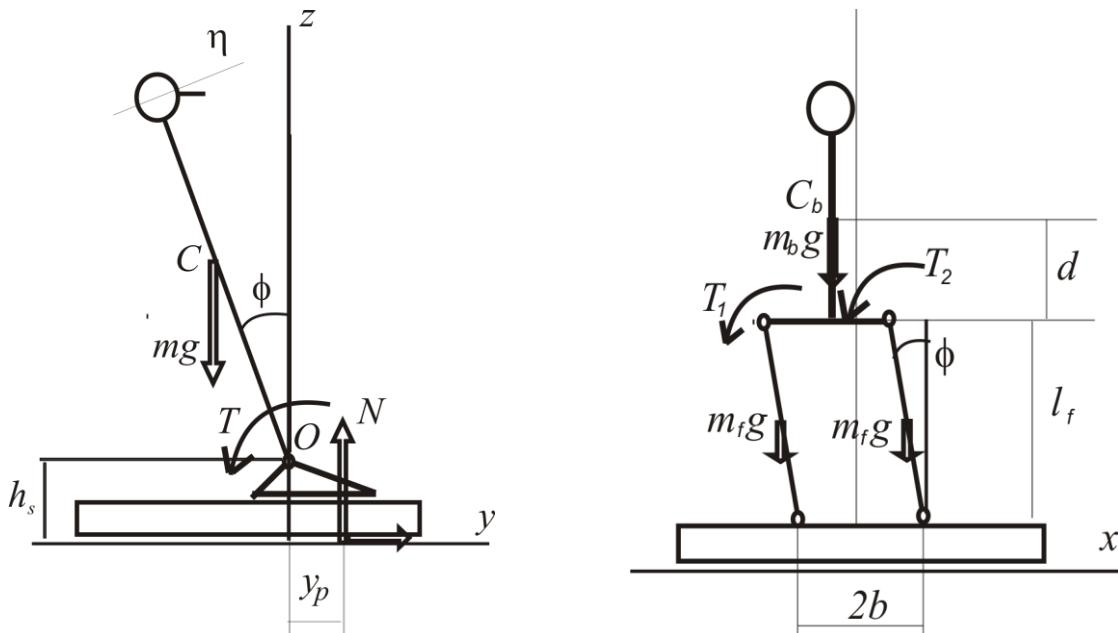


Рис. 2. Механические модели движения для сагиттальной и фронтальной плоскостей

h_s – расстояние от голеностопного сустава до центра масс туловища (его изменение при фронтальных движениях будем считать пренебрежимо малым); l_f – длина ноги, l_p – средний рост человека; T_c – величина управляющего момента, создаваемого мышцами голени для сагиттального движения и мышцами таза для фронтального, – момент возмущающих сил. В отличие от работы [19], запаздыванием будем пренебрегать, так как оно мало для управления, имитирующего кинестезию.

Уравнение (2) соответствует формирующему фильтру для возмущающей составляющей момента T_d в соответствии с [19], где ξ гауссовский случайный процесс типа белого шума единичной интенсивности.

Уравнение (3) описывает формирование управляющего момента T_c в виде пропорционально-интегрально-дифференцирующего (ПИД) регулятора по отклонению маятника от вертикали в соответствии с [19], который дополнен составляющей T_f , порождённой информацией от вестибулярного аппарата. Предполагается, что этот момент пропорционален (4) выходу модели отолитовой мембраны $F(x_s)$ с коэффициентом K_v .

Модель отолитовой мембраны (5) учитывает зону нечувствительности при измерении проекции "кажущегося" ускорения $W_i = g_s - W_s$ (g_s и W_s – проекции ускорения свободного падения и линейного ускорения головы на соответствующую горизонтальную ось отолитовой мембраны.) Создание полной модели, описывающей возникновение зоны нечувствительности в вестибулярном аппарате, является сложной задачей. Поэтому мы примем следующее упрощенное предположение, основанное на изложении математической модели отолитовой мембраны [1]. Уравнение (6) описывает механическое движение чувствительной массы отолитовой мембраны. Здесь x_s – величина отклонения чувствительного элемента от положения равновесия. m_1, m_2, k_v, k_u – параметры этой модели в соответствии с [1]. Дальнейшее преобразование x_s в нервный импульс в соответствии с [10] описывается дифференциальными соотношениями с достаточно малыми постоянными времени и включает процессы проникновения ионов через каналы киноцилий волосковой клетки при её отклонении, выделения нейромедиатора в синаптическую щель, накопления потенциала для формирования нервного импульса. Все эти процессы начинаются при достижении отклонений и потенциалов пороговых значений. Эквивалентное пороговое значение G отклонения чувствительного элемента отолитовой мембраны x_s будем выбирать в предположении, что вестибулярный аппарат реагирует на возмущения вертикального положения порядка одного градуса, то есть изменение удельной силы порядка $0,01 g$ [14]. Не уточняя динамику модели преобразования информационного потока в отолите и нервной системе, примем простейшее алгебраическое соотношение (4),

отображающее простейшим образом наличие области нечувствительности в линеаризованной модели. Моделью преобразования информационного потока в полукружных каналах будем пренебрегать, полагая, что область нечувствительности этого канала существенно больше, и рассматривается случай, в котором информация полукружных каналов не используется в управлении удержанием позы.

Уравнение (7) моделирует показания стабиланализатора и описывает связь между углом отклонения перевернутого маятника от вертикали и координатой центра давления y_p , как показано в [5; 6]. Для сагиттали $J_{2_s} = J_{1_s} + mh_s h$, где h – расстояние от оси голеностопного сустава до плоскости, образованной чувствительными элементами сенсоров стабиланализатора. Для фронтали $J_{2_f} = 2J_f + m_b l_f (l_f + d)$, где d – высота над тазобедренными суставами центра масс системы «туловище с головой и руками».

Будем учитывать, что для сагиттального направления движения в линейном приближении проекции ускорения свободного падения и линейного ускорения головы на соответствующую горизонтальную ось отолитовой мембраны равны $g_s = g\varphi$, $W_s = l_p \ddot{\varphi}$. При этом мы пренебрегаем проекцией этих составляющих на «вертикальную» ось, так как их изменения зависят от угла φ и угловой скорости $\dot{\varphi}$ носит квадратичный характер. Для фронтального направления в линейном приближении проекция ускорения свободного падения будет равна нулю, а линейное ускорение головы примет вид $W_s = l_f \ddot{\varphi}$.

Численное моделирование

Будем использовать следующие значения констант в соответствии с [1; 3; 19]:

Для сагиттали:

$$J_{1_s} = 76 \text{ кг} \cdot \text{м}^2, J_{2_s} = 89 \text{ кг} \cdot \text{м}^2,$$

$$C_s = 648 \text{ Н} \cdot \text{м},$$

$$g_s = 9,81 \frac{\text{м}}{\text{с}^2}, W_s = 1,74 \text{ м},$$

$$h = 0,19 \text{ м}, h_s = 0,95 \text{ м}.$$

Для фронтали:

$$J_{1_f} = 49 \text{ кг} \cdot \text{м}^2, J_{2_f} = 63 \text{ кг} \cdot \text{м}^2,$$

$$C_f = 560 \text{ Н} \cdot \text{м},$$

$$g_s = 0, W_s = 0,94 \text{ м},$$

$$d = 0,32 \text{ м}.$$

Общие константы:

$$m = 76 \text{ кг}, m_b = 0,6 \text{ м}, m_f = 0,2 \text{ м}, g = 9,81 \frac{\text{м}}{\text{с}^2},$$

$$h_s = 0,87 \text{ м}, l_f = 0,94 \text{ м}, l_p = 1,74 \text{ м},$$

$$m_1 = 1,41 \text{ мг}, m_2 = 0,68 \text{ мг}, k_v = 1,64 \frac{\text{мг}}{\text{мс}}, k_u = 1,3 \frac{\text{мг}}{\text{мс}^2}$$

$$G = x_s = \frac{m_2 g_s l^p}{k_u} \sim 81,65 \text{ нм}, \tau_f = 80 \text{ с}$$

В сагиттали

$$K_p = 1200 \text{ Н} \frac{\text{М}}{\text{рад}}, K_d = 150 \text{ Н} \frac{\text{М}}{\text{рад}} \cdot \text{с},$$

$$K_i = 14 \text{ Н} \frac{\text{М}}{\text{рад}} \cdot \frac{1}{\text{с}}, K_\xi = 1000 \text{ Н} \cdot \text{М}^2.$$

Во фронтالي эти параметры подбирались так, чтобы результаты диффузионного анализа приближенно находились в диапазоне значений, полученных на реальных данных.

$$K_p = 1085 \text{ Н} \frac{\text{М}}{\text{рад}}, K_d = 56 \text{ Н} \frac{\text{М}}{\text{рад}} \cdot \text{с},$$

$$K_i = 9 \text{ Н} \frac{\text{М}}{\text{рад}} \cdot \frac{1}{\text{с}}, K_\xi = 642 \text{ Н} \cdot \text{М}^2.$$

Отметим, что значения постоянных времени $\sqrt{\frac{K_p - C}{J_1}}$ для сагиттальной и фронтальной моделей составляют 2,7 и 3,3 с. соответственно.

Численное интегрирование проводилось в пакете *Mathlab (Simulink)* при частоте дискретизации 50 Гц, длина реализации составляла 60 с. Для каждого значения K_v рассчитывалось 200 реализаций и диффузионные параметры вычислялись осреднением по их ансамблю.

Характерный вид диффузионных функций стабилотраммы для фронтали и сагиттали, смоделированных в соответствии с (3)–(9) показан на рис. 3. Описанная модель использована для анализа зависимости средних значений показателей Херста H_s и H_f от параметра K_v . Соответствующие значения

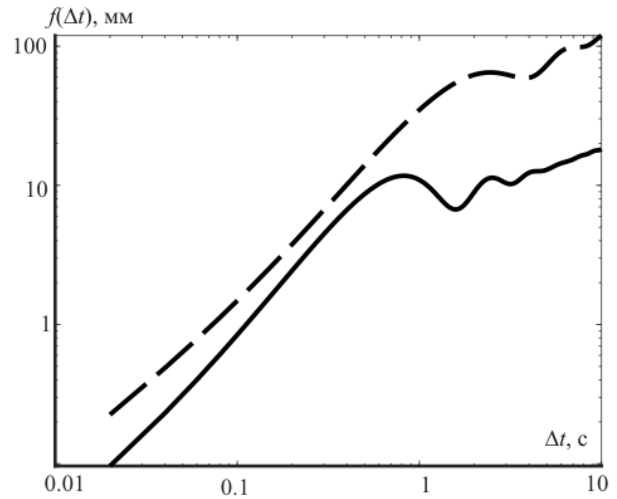


Рис. 3. Диффузионные функции стабилотраммы смоделированного движения при $K_v = -200 \text{ Н} \times \text{мс}^2$ в логарифмических осях. Сплошная линия – фронталь; пунктирная – сагитталь

приведены в таблице. Для сравнения в этой таблице приведены также результаты диффузионного анализа реальных обследований 82 добровольцев мужского пола в возрасте от 20 до 24 лет. Тесты проводились с использованием компьютерного стабилотраммы «Стабилан-02-1», частота съема данных 50 Гц, длины теста 60 с. Человек во время пробы стоял в ортоградной позе с открытыми или закрытыми глазами.

В отдельных строках таблицы приведены значения H_s и H_f , полученные при обработке результатов стабилотраммы проб добровольцев, стоявших на платформе стабилотраммы в ортоградной позе с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Средние значения и разбросы показателей Херста для результатов моделирования и натуральных обследований

Сагитталь	H_s	H_f	$std(y_p)$
$K_v = 0$	0,684±0,025	0,300±0,145	4,377±1,325
$K_v = -50$	0,684±0,021	0,318±0,135	4,247±1,030
$K_v = -100$	0,684±0,025	0,302±0,123	4,248±1,151
$K_v = -150$	0,687±0,022	0,303±0,146	4,247±1,030
$K_v = -200$	0,722±0,054	0,263±0,104	7,845±1,937
Реальные (ГО)	0,811±0,071	0,278±0,152	4,751±2,319
Реальные (ГЗ)	0,839±0,061	0,149±0,141	6,347±2,263
Фронталь			
$K_v = 0$	0,738±0,019	0,211±0,103	3,518±0,876
$K_v = -100$	0,743±0,023	0,206±0,105	3,317±0,751
$K_v = -200$	0,740±0,018	0,218±0,101	3,560±0,765
Реальные (ГО)	0,845±0,059	0,194±0,133	2,986±2,090
Реальные (ГЗ)	0,848±0,040	0,179±0,145	3,627±2,263

соответственно. В завершающем столбце приведены значения размахов колебаний. Эти значения демонстрируют удачность подбора параметров системы управления. Отметим, что возможен и более точный подбор значений параметров, однако это – представляется целесообразным, так как выбранная структура алгоритма управления только приближенно отражает особенности управления, реализуемого нервной системой человека.

Меньший разброс диффузионных параметров в симуляции по сравнению с реальными данными можно объяснить тем, что для реальных данных диффузионные параметры вычислялись для разных людей, с разной массой, ростом и другими физиологическими параметрами.

Обсуждение

Из таблицы видно, что изменение коэффициента K_v приводит к увеличению значения показателя Херста H_s и снижению значения H_l для сагиттали. Во фронтале изменения H_s и H_l незначительны. Как отмечалось в [12], [16; 21], величины показателя Херста ассоциируются со свойством персистентности: при $H > 0,5$ исследуемая величина имеет тенденцию к продолжению движения, а при $H < 0,5$ величина имеет тенденцию к изменению направления движения. Характерный излом характеристики в этом случае объясняется наличием обратной связи в системе. Под действием вынуждающих сил величина совершает вынужденные колебания. На малых характерных временах движение в окрестности равновесия имеет тенденцию к продолжению и $H_s > 0,5$. На значительных временах возвращающие силы неизбежно приводят к изменению направления движения и для больших значений Δt верно $H_l < 0,5$. Таким образом, увеличение жесткости системы должно приводить к снижению коэффициента H_l , что мы и наблюдаем для модельных данных для сагиттального направления.

Отсутствие подобного эффекта для медиалатерального (фронтального) направления объясняется следующим образом. Входом отолита любого акселерометра является удельная сила W_i , действующая на чувствительную массу [4]. Эта сила представляет собой разность проекций ускорения свободного падения и линейного ускорения головы на соответствующую горизонтальную ось отолитовой мембраны. Для движения в сагиттальном направлении изменяется угол отклонения оси отолита от горизонтали и соответственно изменяется проекция удельной силы тяжести. Для движения во фронтальной плоскости такие изменения при постановке ног в положение "на ширине плеч" незначительны и предлагаемой моделью не описываются. Таким образом, при похожих

амплитудах колебаний изменение величины $G x_s$ больше, и эта величина чаще превышает пороговое значение области нечувствительности вестибулярного аппарата. Это приводит к увеличению "жёсткости" в управлении и порождает снижение H_l .

Заключение

В работе рассмотрена гипотеза о влиянии работы вестибулярного аппарата, обладающего зоной нечувствительности на показатели диффузионного анализа. Диффузионный анализ включает в себя построение функции зависимости среднеквадратичного перемещения центра давления от интервала времени диффузионной функции стабиллограммы. Для анализа возможных проявлений разработана математическая модель, описывающая колебания человека во фронтальной и сагиттальной плоскости с учётом модели сигнала отолитовых органов.

Результаты моделирования показывают, что варьируя параметры математической модели управляемого движения, можно добиться характерного вида ДФС. При этом присутствует различие в результатах диффузионного анализа сагиттальной и фронтальной плоскостей.

Введение в модель нового компонента – вестибулярного аппарата, обладающего зоной нечувствительности, показало, что влияние отолитового органа при спокойном стоянии здорового человека в позе "ноги на ширине плеч" во фронтальной плоскости минимально или отсутствует, в сагиттальной же плоскости существуют значения коэффициента усиления K_v , при которых становится заметно влияние составляющей управления, порожденной сигналом вестибулярного аппарата. Такое различие между работой модели вестибулярного аппарата во фронтале и сагиттали объясняется тем, что во фронтале чувствительный элемент отолита не достигает значений, при которых его показания становятся надпороговыми.

Реальные механизмы постурального управления гораздо сложнее и отличаются наличием областей нечувствительности для других звеньев, гистерезисными характеристиками и нелинейностями при преобразовании сигналов биологических сенсоров. Тем не менее опыт анализа изменения диффузионных параметров в результате летной нагрузки [7] позволяет надеяться, что представленное моделирование позволяет наметить основные направления для анализа связи показателей диффузионного анализа стабиллограмм с особенностями функционирования вестибулярного аппарата. Эти соображения косвенно подтверждаются отмеченной в [7] чувствительностью параметров диффузионного анализа к изменениям функционального состояния человека за время полета летательного аппарата.

Список литературы

1. Александров В.В., Александрова Т.Б., Мигунов С.С. О математической модели гравитоинерциального механорецептора // Вестник Московского ун-та. Сер. 1, Математика, Механика. – 2006. – № 2. – С. 61–64.
2. Горшков О.Г. Система для нейросетевого анализа биомедицинских сигналов фрактальной структуры // автореферат дис. канд. техн. наук по специальности 05.11.17 - Приборы, системы и изделия медицинского назначения. – Таганрог, 2016. – 19 с.
3. Заиорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.
4. Ишлинский А.Ю. Классическая механика и силы инерции. – М.: URSS, 2018. – 320 с.
5. Кручинин П.А. Механические модели в стабилотрии // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 2. – С. 184–193.
6. Кручинин П.А., Холмогорова Н.В. Энергетические оценки в стабилотрии // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 60–72.
7. Кручинин П.А., Кручинина А.П., Кудряшов И.А. [и др.] Количественная оценка изменения функционального состояния человека за время полета летательного аппарата // Мехатроника, автоматизация, управление. – 2022. – Т. 23, № 12. – С. 651–660.
8. Лях Ю. Е., Горшков О.Г., Гурьянов В.Г., Выхованец Ю.Г. Моделирование механизмов саморегуляции вертикальной позы человека // Клин. информатика и телемедицина. – 2011. – № 8. – С. 16–20.
9. Физиология человека/ под ред. Покровского В.М., Коротько Г.Ф. – М.: Медицина, 1998. – 656 с.
10. Садовничий В.А., Александров В.В., Сото Э. [и др.] Математическая модель канала-отолитовой реакции на поворот вестибулярного аппарата в гравитационном поле // Фундаментальная и прикладная математика. – 2005. – Т. 11, № 7. – С. 207–220.
11. Chiari L., Cappello A., Lenzi D., Della Croce U. An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms // Gait & Posture. – 2000. – Vol. 12(3). – P. 225–234.
12. Collins J.J., De Luca C.J. Open loop and closed loop control of posture: A random walk analysis of center of pressure trajectories // Experimental Brain Research. – 1993. – Vol. 95(2). – P. 308–318. DOI:10.1007/BF00229788.
13. De Luca C.J., LeFever R.S., McCue M.P., Xenakis A.P. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions // The Journal of Physiology. – 1982. – Vol. 329(1). – P. 129–142.
14. Fitzpatrick R., McCloskey D.I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans // The Journal of Physiology. – 1994. – Vol. 478. – P. 173–186.
15. Hurst H.E. Long-term storage capacity of reservoirs // Transactions of American Society of Civil Engineers. – 1951. – Vol. 116. – P. 770–799.
16. Laughton C.A., Slavin M.D., Katdare K. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment // Gait & Posture. – 2003. – Vol. 18(2). – P. 101–108.
17. Mandelbrot B.B., Van Ness J.W. Fractional Brownian motions, fractional noises and applications // SIAM Rev.– 1968. – Vol. 10(4). – P. 422–437.
18. Milton J.G., Insperger T., Cook W. et al. Microchaos in human postural balance: Sensory dead zones and sampled time-delayed feedback // Physical Review E. – 2018. – Vol. 98(2). – P. 022223. – DOI: 10.1103/PhysRevE.98.022223
19. Peterka R.J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis // Biol. Cybern. – 2000. – Vol. 82(4). – P. 335–343.
20. Stambolieva K. Fractal properties of postural sway during quiet stance with changed visual and proprioceptive inputs // The Journal of Physiological Sciences. – 2011. – Vol. 61(2). – P. 123–130. DOI: 10.1007/s12576-010-0129-4
21. Vette A.H., Kei M., Sin V., Popovic M.R. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing // Medical Engineering & Physics. – 2009. – Vol. 32(1). – P. 32–38.

Финансирование. Публикация подготовлена в рамках реализации Программы создания и развития научного центра мирового уровня «Сверхзвук» на 2020–2025 годы при финансовой поддержке Минобрнауки России (соглашение № 075-15-2020-923).

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

STABILOGRAM DIFFUSION ANALYSIS AND THE VESTIBULAR SYSTEM FEATURES

A.A. Liubkevich, P.A. Kruchinin

Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow, Russia

ARTICLE INFO

Received: 28 March 2023
Approved: 19 June 2023
Accepted for publication: 20 June 2023

Key words:

stabilometry, centre of pressure, posturology, vestibular system, model of motion, diffusion analysis, Hurst exponent

ABSTRACT

A The method of stabilogram diffusion analysis is discussed. It is known that the stabilogram diffusion functions for the frontal and sagittal directions are different and their logarithmic plot have a characteristic break (critical point). It is assumed that this break is associated with a change in the persistence behavior for different time intervals in the presence of feedback in the postural control system. The article considers possible dependence between the features of the stabilogram diffusion function in question and the existence of a dead zone in the signal of the vestibular apparatus. Models of posture stabilization for the frontal and sagittal directions are designed. These models use modified motion equations for an inverted pendulum stabilized by a PID controller based on positional measurements. The control is supplemented with feedback on the model of the otolith organ, which has a dead zone. It is assumed that the signal of the vertical canal of the otoliths and semicircular canals are subthreshold and are not used by the motor control system. The results of diffusion analysis for numerical implementations set of a model of a person postural control are presented. The parameters of the control system are corrected through the use of comparing the simulation results with subjects examination data. Numerical modeling has shown that the effect of the otolith organ when a healthy person is standing in the "feet shoulder width apart" position in the frontal plane is minimal or absent. Though in the sagittal plane there are values of the otolith signal gain at which the influence of these control components becomes noticeable. The presented modeling enables detection of the main directions for analyzing the relationship between the indicators of the stabilogram diffusion analysis and the features of the vestibular signals and other sensory modalities.

© PNRPU