

**УДК 616.281****ИССЛЕДОВАНИЕ ХАОТИЧЕСКИХ КОЛЕБАНИЙ В  
НЕЛИНЕЙНОЙ СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ ПОДДЕРЖАНИЕМ  
ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА****М.Г. РОЗЕНБЛЮМ, Г.И. ФИРСОВ, Р.А. КУУЗ, В.Н.  
СУСЛОВ**

Исследование колебаний биомеханических звеньев при поддержании заданной позы представляет интерес как с точки зрения физиологии и медицинской диагностики, поскольку хорошо известно, что эти колебания несут большой объем информации о состоянии центральной нервной системы, так и для изучения общих принципов управления системами с большим числом степеней свободы. Колебания, обычно регистрируемые с помощью стабิโลграфической платформы, имеют характер широкополосного случайного процесса со спадающим спектром в области частот от нуля до 8-10 Гц. Для их анализа использовались различные статистические характеристики, одно- и двумерные гистограммы, плотности распределения; применялся спектрально - корреляционный, авторегрессионный и взаимно-дисперсионный анализ. Это позволило описать характерные особенности стабิโลграмм, однако возможности применения получаемых признаков для диагностики функционального состояния человека ограничены, что заставляет искать новые методы обработки экспериментальных данных и выявления диагностических признаков.

В известных моделях система регуляции позы рассматривалась как система стабилизации некоторых заранее заданных координат, как правило, суставных углов. При этом предполагалось, что возникновение и случайный характер изучаемых процессов может быть объяснен воздействием на вход этой системы недоступного для измерения "белого" шума, природа которого не уточнялась. Т.е. эти процессы рассматривались как вынужденные случайные колебания. Но можно предположить, что изучаемые колебания имеют динамическую природу, т.е. представляют собой стохастические автоколебания в системе регуляции позы, а не вызваны внешним по отношению к этой системе шумом. В этом случае, свойства этих колебаний определяются полностью нервно - мышечной системой, а не системой и шумом неизвестной природы (как имеет место при вынужденных колебаниях). Задача состоит в том, чтобы определить, является ли исследуемая система динамической, т.е. совершает автоколебания, на которые наложен шум, или же она совершает

вынужденные случайные колебания. В первом случае статистические свойства процесса на выходе системы в основном определяются свойствами самой системы, и, следовательно, являются характеристиками ее состояния и могут быть использованы для целей диагностики.

В работах [1, 2] рассматривались модели регуляции вертикальной позы, в которых предполагалось, что управление позой осуществляется за счет запаздывающих обратных связей.

В то же время, существуют экспериментальные факты, которые невозможно объяснить с такой точки зрения. Действительно, в рамках таких моделей, нарушение цепи обратной связи приводит к невозможности совершать движения, однако известно, что обезьяна с перерезанными нервными волокнами, по которым информация поступает в мозг, способна совершать движения с нормальной точностью, несмотря на возмущения во время движения и отсутствие зрительной афферентации [3].

Этот факт объясняют [3-5], рассматривая скелетно - мышечную систему как пружинно - массовую с программно регулируемой жесткостью. Такая система всегда придет к заданному положению равновесия, несмотря на внешние возмущения. Иначе говоря, управление функционирует на программном принципе и лишь определяет положение равновесной точки, а переход к ней обеспечивается на более низком уровне. Отметим, что в общем случае, текущее положение равновесия (равновесная точка) может не совпадать с целевой точкой. За счет управления координатой равновесной точки система удерживается в заданном положении при минимальных значениях жесткости суставов, что позволяет снизить энергозатраты организма.

Наличие фактов, свидетельствующих о различных принципах управления движениями, объясняется, по-видимому, тем, что ЦНС использует оба эти принципа одновременно; при этом удается совместить высокую надежность и быстродействие, свойственное управлению по разомкнутому контуру (программному), и высокую точность, характерную для управления с помощью обратных связей [6].

В конечном итоге, управление каким-либо суставом обеспечивается за счет активации двух групп мышц - сгибателей и разгибателей. При этом жесткость сустава, определяемая уровнем коактивации (коактивацией называется одновременное возбуждение различных групп мышц, а при реципрокной активации происходит возбуждение мышц одной и торможение мышц другой группы) антагонистов, и момент сил в суставе, определяемый их реципрокной активацией, могут регулироваться независимо двумя иерархически равнозначными отделами ЦНС [7]. При этом, сдвиг равновесной точки влечет за собой изменение момента сил в суставе, а изменение жесткости эквивалентно повороту инвариантной характеристики (зависимости момент сил - угол) сустава. Управление движениями при быстропеременных внешних воздействиях, в основном,

осуществляется за счет повышения жесткости (тонической активности) мышц, а при поддержании постоянной позы - за счет сдвига равновесной точки, жесткость же сустава меняется в сравнительно малых пределах, поэтому в дальнейшем будем считать ее постоянной. Таким образом, ЦНС осуществляет управление движениями сустава путем изменения двух параметров, а управляющее воздействие формируется одновременно на основе программного управления и управления на основе обратных связей. Такая структура управления обеспечивает высокую надежность функционирования всей системы в целом.

Используем сформулированные выше предположения для моделирования движения центра тяжести тела человека в сагиттальной плоскости (вперед - назад); перемещением по вертикали пренебрегаем. Пусть  $x$  - координата центра тяжести, а  $z$  - задаваемая системой управления координата равновесной точки. Будем считать, что задача регуляции состоит в том, чтобы центр тяжести тела находился в точке, которую для удобства примем за начало координат. Рассматривая малые колебания в окрестности равновесной точки, запишем уравнение движения в виде

$$\ddot{x} + 2h\dot{x} + \omega^2(x - z) = 0.$$

(1)

Согласно сказанному, управление осуществляется за счет изменения координаты равновесной точки  $z$ , причем скорость ее изменения определяется как информацией о координате центра тяжести  $x$  (и ее производных), которая поступает в ЦНС с некоторым запаздыванием, так и текущим равновесным состоянием скелетно - мышечного аппарата, которое вычисляется в самой системе управления, и, следовательно, ей известно:

$$\dot{z} = f\{z, x(t - \tau), \dot{x}(t - \tau), \ddot{x}(t - \tau)\}.$$

Приближенно уравнение, описывающее управляющее воздействие со стороны ЦНС, запишем в виде

$$\dot{z} = -c_0 z - c_1 \mathcal{G}\{x(t - \tau), \lambda_1\} - c_2 \mathcal{G}\{\dot{x}(t - \tau), \lambda_2\},$$

(2)

где первый член в правой части описывает программное управление, а второй и третий - управление на основе обратных связей. Функцию  $\mathcal{G}$ , описывающую нелинейную характеристику рецепторов с порогом чувствительности  $\lambda_{1,2}$  представим в виде

$$\mathcal{G}(y, y_0) = \begin{cases} y - y_0, & \text{если } y > y_0, \\ 0, & \text{если } |y| < y_0, \\ -(y - y_0), & \text{если } y < -y_0. \end{cases}$$

Полученная система уравнений (1) - (2) описывает колебания линейного осциллятора с нелинейными запаздывающими обратными связями. Генерация колебаний в такой системе обусловлена запаздыванием в цепи обратной связи. Как известно, в таких системах возможно возникновение хаотических движений.

Уравнениями такого класса описываются также колебания биомеханического звена с учетом кинетики химических реакций в мышечных тканях [8], показано, что при малой статической жесткости мышц, решение может иметь стохастический характер.

При выводе уравнений (1) и (2), тело человека рассматривалось как управляемая пружинно - массовая система с одной степенью свободы. Если отказаться от такого упрощающего предположения, то эти же уравнения могут быть получены на основе теории управления многосуставными движениями [9], в которой учитывалось распределение управляющего воздействия между суставами. Согласно этой теории, суставы рассматриваются как коллектив автоматов М.Л. Цетлина: управляющее воздействие для каждого сустава задается независимо от остальных суставов и обуславливается только результатом, достигнутым всем коллективом. В данном случае, этим результатом является отклонение центра тяжести тела (ц. т.) от заданного (нулевого) положения, а воздействие распределяется между суставами пропорционально их возможности приблизить центр тяжести к цели, т.е. пропорционально длине вектора, проведенного из оси вращения сустава до цели  $O$  (рабочий вектор сустава  $R_i$ ) и углу  $\gamma_i$ , определяющему эффективность сустава в выполнении данной задачи. Управление осуществляется путем изменения параметров пружинно - массовой системы, определяющих ее текущее равновесное состояние, которому соответствуют некоторые значения равновесных углов. Это равновесное состояние непрерывно изменяется и система отслеживает его, совершая вокруг него малые колебания.

Учитывая, что коэффициент демпфирования  $h$  для суставов равен 0.003 - 0.025 [10], можно принять, что  $c_0 \gg h$ . Тогда можно считать, что переменная  $z$  изменяется намного медленнее, чем  $x$ ; при этом производной  $z$  можно пренебречь и система уравнений (4.1) - (4.2) сводится (при замене  $x$  на  $\varphi$ ) к уравнению

$$\ddot{\varphi} + 2h\dot{\varphi} + \omega^2\varphi + c_1^*\mathcal{G}\{\varphi(t - \tau), \lambda_1\} + c_2^*\mathcal{G}\{\varphi(t - \tau), \lambda_2\} = 0, \quad (3)$$

которое отличается от уравнений (1.1) и (1.2), рассмотренных в работах [1,2], отсутствием внешнего источника возбуждения и учетом нелинейности в обратной связи. Уравнение (3) движения упрощенной модели, описывающей автоколебания в системе регуляции вертикальной позы тела человека, интегрировалось и получаемое решение запоминалось на интервале  $(t, t - \tau)$  и, при необходимости, интерполировалось. Значения времен запаздывания  $\tau_1$  и  $\tau_2$  принимались одинаковыми и изменялись в интервале  $\tau = 0.1 - 0.8$  с. В соответствии с известными экспериментальными данными [11,12]. Значения порогов чувствительности по координате и скорости выбирались соответственно  $\lambda_1 \approx 0.1$  и  $\lambda_2 \approx 0.5$  [13];  $h$  предполагалось равным 0.05; параметр  $\omega^2$  изменялся в интервале 0.1 - 0.5.

Значение собственной частоты системы, которая для упрощенной модели определяется выражением  $\omega = \sqrt{(k < mgl)/I}$ , где  $k$ ,  $m$ ,  $l$ ,  $I$  - соответственно коэффициент жесткости в суставе, масса, расстояние от оси голеностопного сустава до центра тяжести и момент инерции, выбиралось из следующих соображений.

Из [11] известно, что при спокойном стоянии постоянное натяжение (тонус) мышц, определяющее жесткость сустава, таково, что упругий момент примерно компенсирует момент силы тяжести, и коэффициент при  $\varphi$  в уравнении равен нулю или очень мал. Это соответствует минимальным энергозатратам организма.

Действительно, при поддержании позы мышцы работают в режиме, близком к изометрии. Этот режим работы мышц наиболее выгоден энергетически, и энергозатраты организма пропорциональны интегралу "сила \* время" [14]. Одновременное изометрическое сокращение двух групп мышц - сгибателей и разгибателей - определяет жесткость сустава, следовательно энергозатраты организма на поддержание заданной жесткости сустава в течение заданного времени пропорциональны этой жесткости. Поэтому выбор большого значения  $k$  (а оно задается ЦНС) невыгодно, хотя и облегчает сохранение позы. Если  $k < mgl$ , то устойчивость обеспечивается только действием обратных связей, но не может быть следствием только изометрического сокращения мышц. Если  $k = mgl$ , то перевернутый маятник находится в состоянии безразличного равновесия и мощность управляющего момента расходуется только на работу против сил трения. Исходя из этого, можно предположить, что ЦНС реализует такой режим работы системы регуляции позы, при котором собственная частота механической системы близка к нулю.

Исследовалась устойчивость решений уравнения в плоскости параметров  $c_1^*$  и  $c_2^*$ . В зависимости от их значений, уравнение может иметь как периодические, так и хаотические решения. В области хаотических решений, дисперсия случайных колебаний определяется значениями

собственной частоты  $\omega$  и порогов чувствительности и практически не зависит от коэффициентов  $c_1^*$  и  $c_2^*$ . С ростом собственной частоты, определяемой жесткостью сустава, дисперсия уменьшается. Это может соответствовать, например, ригидной форме паркинсонизма. Форма спектра хаотического решения также мало зависит от параметров  $c_1^*$  и  $c_2^*$ , в то время как фазовые траектории и соответствующие значения  $\nu$  могут быть существенно различными. Это можно проиллюстрировать примером раннего невроза [15], где периодичность, о которой свидетельствует значение корреляционной размерности  $\nu < 2$ , в спектре не проявлялась.

Для демонстрации этого, на примере уравнения движения модели исследовался также переход к хаосу при значениях параметров  $\tau = 0.2$ ,  $\omega^2 = 0.1$ ,  $\lambda_1 = 0.1$ ,  $\lambda_2 = 0.5$ ,  $c_2^* = 12$  и медленном изменении параметра  $c_2^*$  от 6 до 12. При этом характер колебаний менялся от периодического при  $c_2^* = 6$  до хаотического при больших значениях  $c_2^*$ . При  $c_2^* > 12$ , амплитуда колебаний неограниченно растет. Значение  $\nu$  определялось по реализации длиной 5000 точек. Использование таких коротких выборок могло, конечно, привести к занижению значения  $\nu$ , однако в реальном стабилографическом эксперименте получить большее число точек не удастся, так как при большем времени наблюдения данную систему нельзя считать стационарной.

Поскольку при медленном изменении параметра наблюдается только одна бифуркация удвоения периода, можно предположить, что переход к хаосу осуществляется через бифуркацию удвоения тора, который образуется за счет взаимодействия колебаний с частотой  $1/\tau$  и с собственной частотой  $\omega$ . Для проверки этого предположения, в сконструированном фазовом пространстве строилось сечение Пуанкаре. В качестве секущей, выбиралась плоскость, перпендикулярная плоскости  $p_1 - p_2$ . Так как фазовая траектория дискретизирована, то для построения сечения на плоскость проектировались все точки, удаленные от нее не более чем на  $\varepsilon$ . Величина  $\varepsilon$  подбиралась экспериментально. Поскольку траектория дискретна и на секущую плоскость попадает мало точек, то не представляется возможным однозначно определить, является ли траектория многооборотным циклом на торе или же она наматывается на очень тонкий (в форме ленты) тор. Значение  $\nu$ , меньшее двух при  $c_2^* = 7 \div 9$ , может объясняться (кроме недостаточной длины выборки) тем, что при численном определении  $\nu$  тонкий тор мало отличается от предельного цикла.

Полученные значения  $\nu$  соответствуют приведенным в работе [16] экспериментальным данным и свидетельствуют о том, что процесс развития хаоса при изменении одного из параметров системы значительно

лучше характеризуется размерностью аттрактора, чем спектральной плотностью временного процесса. Рассмотренный пример позволяет сделать вывод о возможности использования значения корреляционной размерности  $n$  для диагностики динамических систем, и, в частности, для диагностики некоторых видов неврологической патологии по стабелограммам. Еще более перспективным, по-видимому, является использование спектра обобщенных размерностей аттрактора. Применение методов теории стохастических автоколебаний позволило оценить из эксперимента эффективное число степеней свободы тела человека в задаче регуляции его вертикальной позы, определяемое минимальным числом независимых динамических переменных, необходимым для описания поведения системы и равным размерности вложения аттрактора  $m$ . По нашим данным, величина  $m$  лежит в пределах от 3 до 5. Это означает, что исследуемый объект может рассматриваться как динамическая система с малым числом степеней свободы.

Полученный результат отвечает известной концепции Н.А. Бернштейна [17], согласно которой основная задача координации движений сложной биомеханической системы состоит в преодолении избыточных степеней свободы за счет наложения дополнительных связей, называемых синергиями, что в значительной степени облегчает управление многомерной системой. Примером такой связи является дыхательная синергия, при которой отклонение корпуса при дыхании компенсируется изменением угла в тазобедренном суставе [11]. При некоторых неврологических патологиях может происходить разрушение этих связей, что приводит к двигательным расстройствам, например, к гиперкинезам (гиперкинез - произвольные стереотипные колебательные движения) различных частей тела в результате последовательного сокращения мышц - антагонистов). Это проявляется в увеличении эффективного числа степеней свободы системы, и, следовательно, размерности аттрактора. С другой стороны, иногда наблюдается возбуждение периодических колебаний центра тяжести, в частности при неврозах и истерии [16]. Это, по-видимому, может быть объяснено явлением синхронизации стохастических автоколебаний периодическим сигналом, поступающим из высших отделов ЦНС и проявляющимся в электроэнцефалограмме. Об этом может свидетельствовать высокая степень когерентности колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях [18]. При этом значение  $\nu$  становится равным единице. Как указывалось выше, на ранней стадии невроза,  $\nu < 2$  (см. [15]), что может свидетельствовать о переходе к периодичности. Таким образом, величина размерности аттрактора может быть использована как один из информативных признаков медицинской диагностики.

Как показано выше, решение уравнений движения модели может иметь как периодический, так и хаотический характер, а при определенных

значениях параметров возбуждение автоколебаний не наблюдается. Почему же колебания биомеханического звена вокруг заданного положения равновесия носят случайный характер? Система управления может так "выбрать" параметры, чтобы автоколебания были периодическими или отсутствовали, однако в норме этого не наблюдается: проявления периодичности, как правило, свидетельствуют о некоторой патологии.

Можно предположить, что стохастический характер колебаний, сопутствующих поддержанию позы, более целесообразен для организма человека, чем периодический. В пользу этого выскажем несколько гипотетических соображений.

1. "Размазывание" мощности по широкой полосе частот позволяет избежать нежелательных резонансных явлений и синхронизации с источниками других физиологических ритмов.

2. В работе [3] высказано предположение, что проприоцептивная, т.е. поступающая от мышечных и суставных рецепторов информация используется для идентификации инерционных свойств биомеханических звеньев, которые изменяются при взаимодействии с окружающей средой. Можно также предположить, что случайные колебания играют при этом роль широкополосного входа, позволяющего определить динамическую жесткость сустава, или передаточную функцию между мышечным усилием и углом поворота в суставе. В общем случае эта передаточная функция зависит от массы звена и приложенной переменной внешней нагрузки. Роль датчиков в этом случае выполняют сухожильные рецепторы, определяющие усилие в мышцах, и другие проприоцепторы. Полученная информация о динамической жесткости может, в свою очередь, использоваться при выработке управляющих воздействий (в частности, для сдвига равновесной точки). Такой способ управления известен как метод дуального управления А.А. Фельдбаума.

3. Существование случайных автоколебаний небольшой амплитуды может привести к эффекту "вибрационной линеаризации" нелинейностей в системе управления движениями. При этом стратегия управления движениями существенно упрощается. Этим можно объяснить экспериментально установленный факт [19] справедливости принципа суперпозиции в задаче управления односуставными движениями.

#### Литература.

1. Аггашян Р.В., Пальцев Е.И. Воспроизведение некоторых особенностей динамики поддержания вертикальной позы человека с помощью математической модели // Биофизика. -1975. - Т.20. - N 1. -С.137-142.



2. Matsuchira T., Yamashita K., Adachi H. A Simple Model to Analyse Drifting of the Center of Gravity. // *Agressologie*. - 1983. -V.24. -No.2. -P.83-84.
3. Williams W.J. A System - Oriented Evaluation of the Role of Joint Receptors and Other Afferent in Position and Motion Sense // *CRC critical reviews in biomedical Engineering*.-1981.-V.7.-No.1. -P.23-77.
4. Фельдман А.Г. Центральные и рефлекторные механизмы управления движениями. - М.: Наука, 1979. - 195 с.
5. Hogan N. The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control // *Biol. Cybern.* -1985. - V.52. -No.5. -P. 315-331.
6. Розенблюм М.Г., Фирсов Г.И., Кууз Р.А., Суслов В.Н. Колебания в нелинейной системе управления поддержанием вертикальной позы тела человека // *Динамика виброударных (сильно нелинейных) систем*. - М.: ИМАШ РАН, 2003. - С. 114-116.
7. Humphrey D.R., Reed D.J. Separate Cortical Systems for Control of Joint Stiffness: Reciprocal Activation and Coactivation of Antagonist Muscles // *Motor Control Mechanisms in Health and Disease*.- New York: Raven Press, 1983. - P.347-372.
8. Кузнецов В.В., Павлова Е.И. Колебания биомеханических звеньев человека // *Принципиальные вопросы биомеханического анализа спортивных двигательных действий*. - М.: МОГИФК, 1987. - С.74-78.
9. Беркенблит М.Б., Гельфанд И.М., Фельдман А.Г. Модель управления движениями многосуставной конечности // *Биофизика*. - 1986. - Т. 21. - N 1. - С.128-137.
10. Зациорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. - М.: Физкультура и спорт, 1981. - 143 с.
11. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. -М.: Наука, 1965. -256 с.
12. Пальцев Е.И., Аггашян Р.В. Роль обратных связей при обеспечении устойчивости вертикальной позы человека // *Биофизика*. - 1974. - Т. 19. - N 5. - С. 932 - 936.
13. Гурфинкель В.С., Липшиц М.И., Попов К.Е. Пороги кинестетической чувствительности в вертикальной позе // *Физиология человека*. - 1982. -Т.8. -N 6. -С.981-988.
14. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С. Скелетная мышца: структура и функция. М.: Наука, 1985. -143 с.
15. Rosenblum M.G., Firsov G.I., Kuuz R.A., Pompe B. Human Postural Control - Force Plate Experiments and Modelling // *Nonlinear Analysis of Physiological Data*. / Ed. by H. Kantz, J. Kurths and G. Mayer-Kress. - Berlin:Springer, 1998, P.283-306.
16. Кууз Р.А., Фирсов Г.И. Применение методов компьютерной стабиллометрии для решения задач функциональной диагностики в

неврологии // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2001. - № 5-6. - С.24-33.

17. Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности. М.: Медицина, 1966. - 349 с.

18. Кууз Р.А., Ронкин М.А., Фирсов Г.И. Взаимосвязь сагиттально-фронтальных колебаний тела в вертикальной позе // Биомеханика-2004. Том 2. - Нижний Новгород: ИПФ РАН, 2004. - С.68-70.

19. Адамович С.В., Фельдман А.Г. Модель центральной параметризации двигательных траекторий // Биофизика. -1983. - Т. 29. - N 2. - С.306-309.

*Поступила: 10 сентября 2007 г.*