

К ЗАДАЧЕ СТАБИЛИЗАЦИИ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКА

А.В. Терехов

Кафедра прикладной механики и управления МГУ им. Ломоносова, г. Москва, Россия

В данной работе предпринята попытка построить математическую модель стабилизации вертикальной позы человека на медленно и слабо возмущаемом основании. Управление формировалось линейно по показаниям афферентных датчиков: проприоцепторных, тактильных и вестибулярного аппарата. От модели требовалось отражать характерные при медленных возмущениях особенности процесса стабилизации, описанные в статье Гурфинкеля и др. (1995). При этом учитывались только медленные (с характерными временами порядка 10 с) составляющие движения. Тело человека моделировалось абсолютно жестким стержнем, мышечные усилия описывались моделью Фельдмана, для афферентных датчиков использовались простейшие линейные модели. В результате было получено, что в принятой постановке невозможно одновременно объяснить все особенности медленных движений, притом, что по отдельности каждая особенность хорошо объясняется.

Введение

В последние годы с задачи о стабилизации вертикальной позы человека широко обсуждается в биомеханике и нейрофизиологии. Подобный интерес вызван универсальным характером механизмов, участвующих в процессе стабилизации, и относительной простотой проведения эксперимента.

В данной работе предпринята попытка построить математическую модель стабилизации вертикальной позы человека на подвижном основании, которая бы позволила описать эффекты, наблюдаемые при слабом медленном возмущении основания [6].

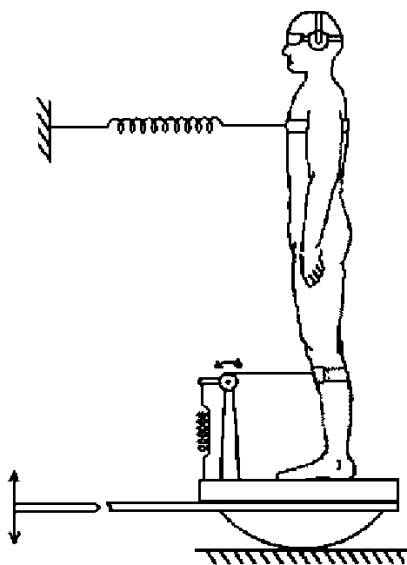


Рисунок 1. Условия эксперимента

Краткое описание эксперимента [6]

Испытуемый стоит с закрытыми глазами на изначально неподвижной горизонтальной платформе. В качестве возмущения задается поворот платформы с постоянной угловой скоростью на величину 1° за время 20 с вокруг оси, которая ортогональна саггитальной плоскости человека. Измеряются возмущенные значения углов отклонения от вертикали голени и корпуса (рис. 1), а также стабилосограмма, определяющая величину момента взаимодействия между стопой и платформой. Измерения приведены на рис. 2.

Анализ экспериментальных кривых

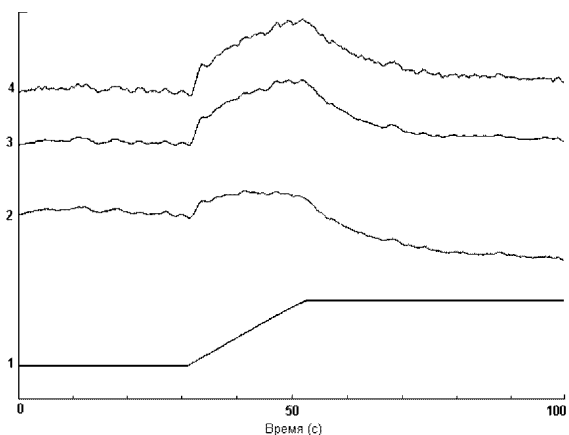


Рисунок 2. Данные эксперимента, осредненные по всем участникам:

- 1 – возмущение;
- 2 – угол в голеностопе;
- 3 – угол отклонения ц.м.;
- 4 – момент в голеностопе.

Из графиков, приведенных на рис. 2, видно, что во всех измерениях могут быть условно выделены быстрые и медленные составляющие движения. Медленные составляющие имеют характерные времена и максимальные отклонения примерно в 10 раз превышающие характерные времена и максимальные отклонения быстрых составляющих. Обратим внимание на следующие качественные особенности медленных составляющих:

- Наличие участков, близких к экспоненциальным с постоянной времени около 10 с ($30 \leq t \leq 50$ и $50 \leq t \leq 70$ на рис. 2);

- разница между стационарными значениями до и после возмущения (например, при $t = 0$ и $t = 100$ на рис. 2);

Выделенные качественные особенности присутствуют у всех испытуемых, в то время как их конкретные реализации могут сильно варьироваться (рис. 3).

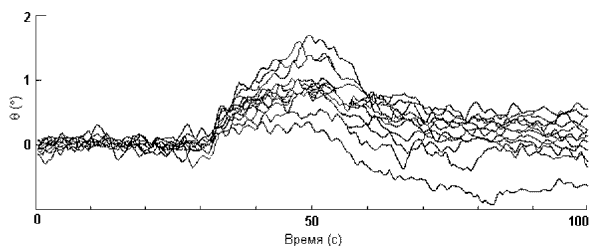


Рисунок 3. Значение угла отклонения ц.м. от-дельно для каждого испытуемого

Афферентные датчики

В отличие от [11] примем предположение, что центральная нервная система принимает активное участие в стабилизации вертикальной позы и что управление мышцами формируется по принципу обратной связи по информации, поступающей от афферентных датчиков: проприоцепторных (мышечные веретена, органы Гольджи, окончания Руффини), тактильных (тельца Фатер-Пачини) и вестибулярного (полукружные каналы и отолитов орган).

Участие мышечных веретен и тактильных рецепторов стопы в стабилизации вертикальной позы не вызывает сомнений [7, 10]. Более того, в [7] на основании эксперимента утверждается, что их показания в процессе стабилизации суммируются.

Окончания Гольджи предоставляют информацию о быстрых изменениях напряжения мышц. В случае медленных изменений эта информация сильно зашумлена, а ее полезная составляющая эквивалентна показаниям тактильных рецепторов стопы (подробнее об этом [10]).

Предполагается, что показания окончаний Гольджи не оказывают существенного воздействия на медленные составляющие процесса стабилизации.

Участие вестибулярного аппарата в стабилизации вертикальной позы подтверждается в [9].

Предполагается, что существует “интегратор” показаний полукружных каналов [5].

Математическое описание задачи

Тело человека будем моделировать одним твердым телом, совершающим плоские вращения в голеностопном суставе (рис. 4). Здесь θ – угол отклонения прямой, соединяющей центр масс тела с суставом, от вертикали, α – угол наклона основания, β – угол поворота тела в голеностопном суставе относительно основания. Тогда $\alpha = \beta + \theta$. Применимость этой модели обоснована в [4, 9]. В силу малости углов (α, β, θ), будем рассматривать линейное приближение по этим углам.

Вертикальное положение стабилизируется благодаря создаваемому мышцами моменту в голеностопном суставе, приложенному со стороны стопы к телу. Для описания мышечных усилий используется модель Фельдмана для мышц-антагонистов [3], что в случае малых углов дает следующее выражение [2]:

$$M = -K(\beta + \lambda) - R\dot{\beta}$$

где K – коэффициент жесткости, R – коэффициент вязкого трения мышц, λ – управляющий параметр.

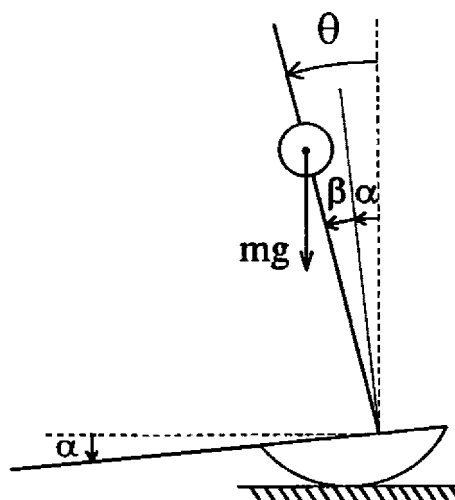


Рисунок 4. Модель стержня

Запишем уравнение движения для тела:

$$I\ddot{\theta} = mgh\theta - K(\beta + \lambda) - R\dot{\beta} \quad (1)$$

где I – момент инерции тела человека, относительно оси, проходящей через голеностопные суставы; m – масса человека; h – высота центра масс.

При данной идеализации задача сохранения вертикального положения сводится к выбору закона изменения управляющего параметра λ в зависимости от показаний различных афферентных датчиков.

Модели афферентных датчиков

Мышечные веретена предоставляют информацию о текущей длине мышцы и скорости ее изменения [10].

$$u_{mv} = K\beta + R\dot{\beta}.$$

Предполагается, что независимые от управления λ слагаемые ($K\beta + R\dot{\beta}$) в уравнении (1) соответствуют вкладу мышечных веретен.

Здесь и далее не записываются коэффициенты пропорциональности датчиков. В рамках линейной модели они могут быть учтены в рамках коэффициентов линейной обратной связи.

Об окончаниях Руффини известно, что они сообщают информацию как о скорости изменения суставного угла, так и о его текущем значении. На основании [1] примем:

$$T_p \dot{u}_p + u_p = \beta.$$

Будем считать, что показания тактильных рецепторов стопы (тельца Фатер-Пачини) пропорциональны величине M . Тельца Фатер-Пачини являются быстроадаптирующимися. Их показания можно записать в виде:

$$u_{fp} = I\ddot{\theta} - mgh\theta.$$

Подробнее об этом рассматривается в [2].

Отолитов орган предоставляет информацию о сумме сил тяготения и инерции, действующих на ту точку тела, в которой он находится:

$$u_{ot} = -l\ddot{\theta} + g\theta,$$

здесь l – расстояние от оси вращения до места расположения отолитового органа. Предполагается, что отолитов орган не имеет запаздывания.

Показания полукружных каналов моделируются звеном первого порядка фильтрующим абсолютное угловое ускорения тела [2]:

$$T_{pk} \dot{u}_{pk} + u_{pk} = \ddot{\theta}$$

Интегратор полукружных каналов определим как [5]:

$$\dot{u}_{int} = u_{pk}$$

Во всех описанных выше моделях биологических измерителей не учитываются их зоны нечувствительности.

Постановка задачи

Сформулируем задачу: В рамках принятой выше модели тела, мышц и афферентных датчиков построить управление, линейное по показаниям датчиков, которое бы объясняло эффекты, наблюдаемые в эксперименте из [6].

Таким образом, в (1) принимается

$$K\lambda = s_p u_p + s_{fp} u_{fp} + s_{ot} u_{ot} + s_{pk} u_{pk} + s_{int} u_{int}$$

Перепишем слагаемые

$$s_{fp} u_{fp} + s_{ot} u_{ot} = s_{\theta} u_{\theta},$$

где $u_{\theta} = \theta + \varepsilon \ddot{\theta}$.

Тогда уравнение (1) примет вид:

$$\begin{cases} I\ddot{\theta} + R\dot{\beta} + (K - mgh)\theta + K\lambda = K\alpha \\ K\lambda = s_{\theta} u_{\theta} + s_p u_p + s_{pk} u_{pk} + s_{int} u_{int} \end{cases} \quad (2)$$

Результаты моделирования

Для оценки вклада различных измерителей в управление проводились численные эксперименты, на основании которых делалось заключение о соответствии различных моделей управления экспериментальным наблюдениям.

Численные эксперименты проводились при следующих значениях констант:

$$m = 80 \text{ кг}, \quad I = 107 \text{ кг} \cdot \text{м}^2, \quad h = 1 \text{ м}, \quad l = 2 \text{ м},$$

$$K = 100 \div 1000 \text{ Н/град.}, \quad R = 0 \div 50 \text{ Н/град.} \cdot \text{с},$$

$$T_p = 5 \div 15 \text{ с}, \quad T_{pk} = 10 \text{ с}.$$

Следует отметить, модель стабилизации за счет только суставной жесткости, предложенная в [11], не объясняет ни наличие экспоненциальных составляющих, ни разницы стационарных значений.

Из (2) видно, что для стационарного значения θ_{cm} неравенство $\theta_{cm} < \alpha$, наблюдаемое на рис. 3 будет выполнено при

$$Ks_{\theta} > mgh \quad (3)$$

Численные эксперименты проводились при $Ks_{\theta} = 100 \div 1000$ для трех вариантов управления:

1) Управление по полукружным каналам ($Ks_{nk} = -100 \div 5000$, $Ks_{инт} = 0$, $Ks_p = 0$). Вклад полукружных каналов не приводит к возникновению интересующих эффектов.

2) Управление по интегратору полукружных каналов ($Ks_{nk} = 0$, $Ks_{инт} = -200 \div 2000$, $Ks_p = 0$). При таком управлении поведение, близкое к экспоненциальному, наблюдается при отрицательных значениях параметра $s_{ик}$.

3) Управление по показаниям окончаний Руффини ($Ks_{nk} = 0$, $Ks_{инт} = 0$,

$Ks_p = -100 \div 1500$). Экспоненциальное поведение медленных составляющих движения лучше всего наблюдается при $s_p \approx 300$ (рис. 5).

Однако, и во втором, и в третьем случае наблюдается уменьшение экспоненциальных составляющих медленного движения при увеличении s_{θ} вплоть до практически полного их исчезновения при s_{θ} , удовлетворяющем условию (3) (рис. 5).

Таким образом, ни одна из предложенных моделей не оказалась в состоянии одновременно объяснить как наличие медленных экспоненциальных составляющих, так и наблюдаемой разницы стационарных значений.

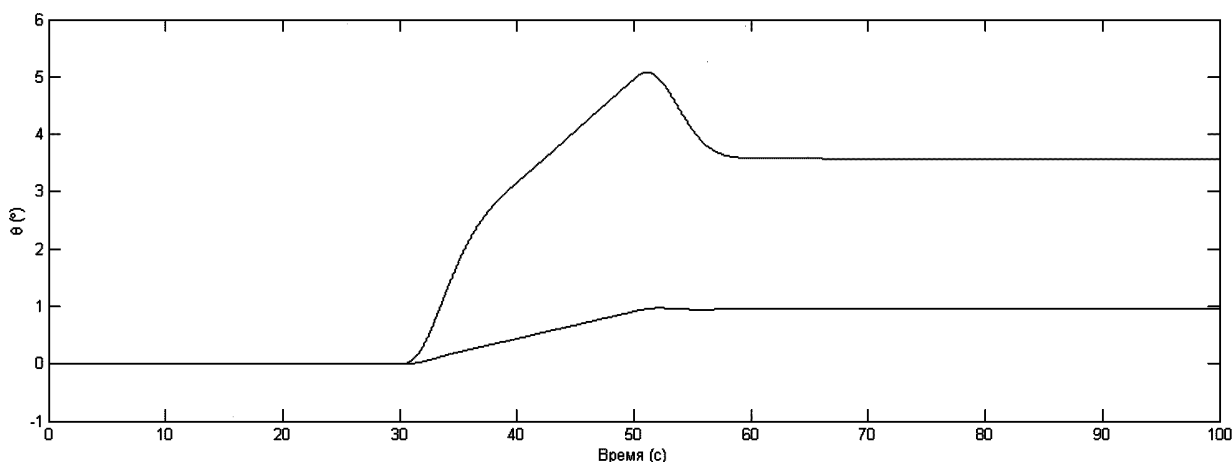


Рисунок 5. Значение угла отклонения ц.м.

Верхний: $K = 700 \text{ Н} \cdot \text{м/град.}$, $R = 50 \text{ Н} \cdot \text{м/град.} \cdot \text{с}$, $T_p = 15 \text{ с}$, $s_p = 0,42$, $s_{\theta} = 0.14 \text{ с}^2/\text{м}$.

Нижний: $K = 100 \text{ Н} \cdot \text{м/град.}$, $R = 50 \text{ Н} \cdot \text{м/град.} \cdot \text{с}$, $T_p = 15 \text{ с}$, $s_p = 0,42$, $s_{\theta} = 8 \text{ с}^2/\text{м}$.

Литература

1. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. – М. Наука, 1965.
2. Новожилов И.В., Кручинин П.А., Копылов И.А., Журавлев А.М., Гришин А.А., Демин П.П., Куликовский С.В., Моисеева Е.М. – М.: Из-во ЦПИ при механико-математическом факультете МГУ. – 2001.
3. Фельдман А. Г. Центральные и рефлекторные механизмы управления. – М.: Наука, 1979.
4. Fitzpatrick R, McCloskey D.I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans // J. Physiology. – 1994. – № 478. – P. 173-186
5. Glasauer S., Merfeld D.M. Modelling Three Dimensional Vestibular Responses During Complex Motion Stimulation // Three-dimensional kinematics of eye, head and limb movements. 1997. – P. 387-398.

6. Gurfinkel V.S., Ivanenko Yu.P., Levik Yu.S., Babakova I.A. Kinesthetic reference for human orthograde posture // Neuroscience. – 1995. – Vol. 68, No. 1. – P. 229-243.
7. Kavounoudias A., Roll R., Roll J-P. Foot sole and ankle inputs contribute jointly to human erect posture regulation // J. Physiology. – 2001. – Vol. 3, № 3. – P. 869-878.
8. Lackner J.R., DiZio P., Jeka J., Horak F., Krebs D., Rabin E. Precision contact in the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss // Exp Brain Res. – 1999. – Vol. 126. – P. 459-466/
9. Peterka R.J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control // J. Neurophysiol. – 2002. – P. 1097-1118.
10. Radman L. Simulation of responses in proprioceptive afferents during human manipulation. Master thesis in Cognitive Science // Umea University, Sweden, 2002.
11. Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M., Giello-Perczak K. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing // J. Neurophysiol. – 1998. – Vol. 80. – P. 1211-1221.

Контактная информация:

Терехов Александр Васильевич
E-mail: a.terekhov@mail.ru