

© А.В.Терехов, 2004.

А.В.Терехов

К ЗАДАЧЕ СТАБИЛИЗАЦИИ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКА

*Кафедра прикладной механики и управления МГУ им. М.В.Ломоносова
Москва, Россия*

Аннотация. 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. 1995г. При этом учитывались только медленные (с характерными временами порядка 10с) составляющие движения. Тело человека моделировалось абсолютно жестким стержнем, мышечные усилия описывались моделью Фельдмана, для афферентных датчиков использовались простейшие линейные модели. Были построены математические модели, отражающие различные особенности медленных движений.

Ключевые слова: вертикальная поза, стабилизация, проприоцепция, афферентные датчики, вестибулярная функция, человек.

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].

Краткое описание эксперимента из [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 20с 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

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 10с ($30 \leq t \leq 50$ 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).

Афферентные датчики

В отличие от [10] 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 [9]). Предполагается, что показания окончаний Гольджи не оказывают существенного воздействия на медленные составляющие процесса стабилизации.

Участие вестибулярного аппарата в стабилизации вертикальной позы подтверждается в [8].

Предполагается, что существует "интегратор" показаний полукружных каналов ([5]).

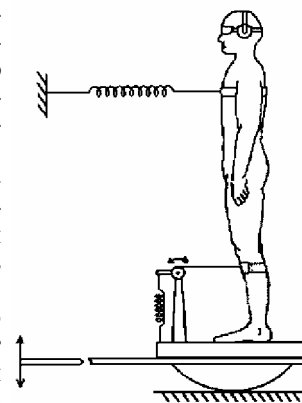


Рис. 1.
Условия эксперимента

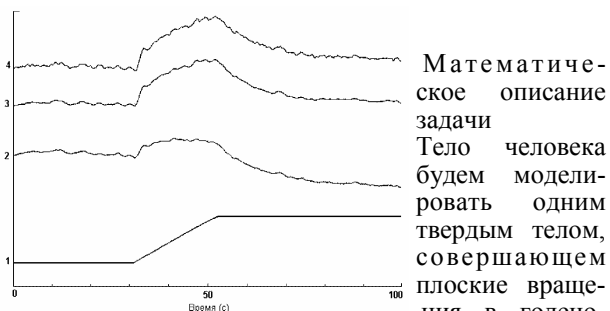


Рис. 2.

Качественный вид данных эксперимента, осредненных по всем участникам. 1 – возмущение, 2 – угол в голеностопе, 3 – угол отклонения ц.м., 4 – момент в голеностопе. 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, 8]. В силу малости углов (α, β, θ), будем рассматривать линейное приближение по этим углам.

Вертикальное положение стабилизируется благодаря создаваемому мышцами моменту M в голеностопном суставе, приложенному со стороны стопы к телу. Для описания мышечных усилий используется модель Фельдмана для мышца-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.

Запишем уравнение движения для тела:

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

здесь 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 ([9]). $u_{mv} = K\beta + R\dot{\beta}$

Предполагается, что независимые от управления λ слагаемые $K\beta + R\dot{\beta}$ в (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 окончании 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 тактильные рецепторов стопы (тельца Фатер-Пачини) пропорциональны величине M . Тельца Фатер-Пачини явля-

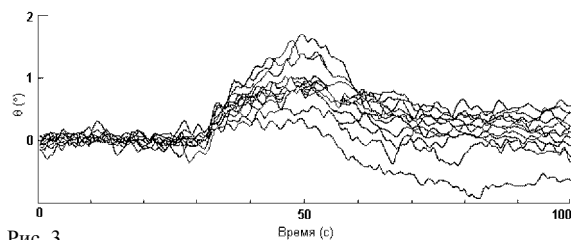


Рис. 3.

Значение угла отклонения ц.м. отдельно для каждого испытуемого.

ются быстроадаптирующимися. Их показания мож-

но записать в виде: $u_{фп} = I\ddot{\theta} - mgh\theta$

подробнее об этом [2].

Отолитов орган предоставляет информацию о сумме сил тяготения и инерции, действующих на ту точку тела, в которой он находится: $u_{от} = -l\ddot{\theta} + g\theta$

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

Показания полукружных каналов моделируется звеном первого порядка фильтрующим абсолютное угловое ускорения тела ([2]): $T_{пк} \dot{u}_{пк} + u_{пк} = \dot{\theta}$

Интегратор полукружных каналов определим как ([5]): $\dot{u}_{инт} = u_{пк}$

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

Постановка задачи

Сформулируем постановку задачи:

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

$$K\lambda = s_p u_p + s_{фп} u_{фп} + s_{от} u_{от} + s_{пк} u_{пк} + s_{инт} u_{инт}$$

Перепишем слагаемые $s_{фп} u_{фп} + s_{от} u_{от} = s_\theta u_\theta$, где $u_\theta = \theta + \varepsilon \dot{\theta}$

Тогда уравнение (1) примет вид:

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

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

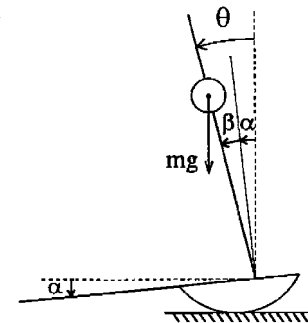


Рис. 4.

Модель стержня.

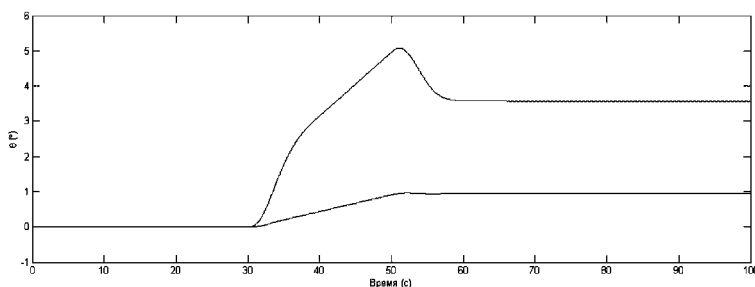


Рис. 5.

Значение угла отклонения п.м.:

Верхний: $K=700H \cdot M / ^\circ$, $R=50H \cdot M / ^\circ \cdot c$, $T_p=15c$, $s_p=0.42$, $s_\theta=0.14 c^2/M$

Нижний: $K=100H \cdot M / ^\circ$, $R=50H \cdot M / ^\circ \cdot c$, $T_p=15c$, $s_p=0.42$, $s_\theta=8 c^2/M$

при следующих значениях констант: $m=80кг$, $I=107кг \cdot м^2$, $h=1м$, $l=2м$, $K=100 \div 1000H \cdot M$, $R=0 \div 50H \cdot M \cdot c$, $T_p=5 \div 15c$, $T_{нк}=10c$. Углы предполагаются измеряемыми в радианах, если это не оговорено отдельно.

Следует отметить, модель стабилизации за счет только суставной жесткости, предложенная в [10], не объясняет ни наличие экспоненциальных составляющих, ни разницы стационарных значений.

Из (2) видно, что для стационарного значения $\theta_{см}$ неравенство $\theta_{см} < \alpha$, наблюдаемое на рис. 3 будет выполнено при $Ks_\theta > mgh$ (3)

Численные эксперименты проводились при $Ks_\theta=100 \div 1000H \cdot M$ для трех вариантов управления:

Управление по полукружным каналам ($Ks_{нк}=-100 \div 5000H \cdot M \cdot c^2$, $Ks_{инт}=0$, $Ks_p=0$). Вклад полукружных каналов не приводит к возникновению интересных эффектов.

Управление по интегратору полукружных каналов ($Ks_{нк}=0$, $Ks_{инт}=-200 \div 2000H \cdot M \cdot c$, $Ks_p=0$). При таком управлении поведение, близкое к экспоненциальному, наблюдается при отрицательных значений параметра $Ks_{нк}$.

Управление по показаниям окончаний Руффини ($Ks_{нк}=0$, $Ks_{инт}=0$, $Ks_p=-100 \div 1500H \cdot M$). Экспоненциальное поведение медленных составляющих движения лучше всего наблюдается при $Ks_p \approx 300H \cdot M$ (рис. 5).

A.V.Terekhov

CONCERNING THE PROBLEM OF ORTHOGRADE POSTURE STABILIZATION

The Department of Applied Mechanics of Moscow State University
Moscow, Russia

We have tried to propose mathematical model for orthograde posture stabilization process of a man standing on slightly and slowly disturbed support. The control signal was modeled as linearly depended on the outputs of afferent endings: proprioceptive, tactile and of vestibular apparatus. The model was required to describe features specific for stabilization process in the case of slow disturbance, which were depicted in the article by Gurfinkel et al, 1995. Only slow components of movements were taken in view. The human body was modeled as a solid pivot, the muscles were described by Feldman's muscle model, the afferent endings were described by simple linear models. As a result we can assert that in spite of the fact that it is not possible for the model to describe all the features simultaneously, every individual feature can be described.

Keywords: orthograde posture, stabilization, slow disturbance, afferent endings, vestibular function.

E mail: a.terekhov@mail.ru

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 (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.

Библиография

- [1] В. С. Гурфинкель, Я. М. Коц, М. Л. Шик. Регуляция позы человека. М. Наука, 1965.
- [2] И. В. Новожилов, П. А. Кручинин, И. А. Копылов, А. М. Журавлев, А. А. Гришин, П. П. Демин, С. В. Куликовский, Е. М. Моисеева. Издательство ЦПИ при механико-математическом факультете МГУ, 2001.
- [3] А. Г. Фельдман. Центральные и рефлекторные механизмы управления. М. Наука, 1979.
- [4] R Fitzpatrick and D. I. McCloskey (1994) Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. In J Physiology , 478.1, pp. 173-186
- [5] S. Glasauer and D. M. Merfeld (1997) Modelling Three Dimensional Vestibular Responses During Complex Motion Stimulation. In Three-dimensional kinematics of eye, head and limb movements , pp. 387-398
- [6] V. S. Gurfinkel, Yu. P. Ivanenko, Yu. S. Levik and I. A. Babakova (1995) Kinesthetic reference for human orthograde posture. In Neuroscince Vol. 68, No. 1, pp. 229-243.
- [7] A. Kavounoudias, R. Roll and J-P. Roll (2001) Foot sole and ankle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. In J Physiology , 532.3, pp. 869-878
- [8] R. J. Peterka (2002) Sensorimotor Integration in Human Postural Control. In J Neurophysiol , pp. 1097-1118.
- [9] L. Radman. Simulation of responses in proprioceptive afferents during human manipulation. Master thesis in Cognitive Science. Umea University, Sweden, 2002.
- [10] D. A. Winter, A. E. Patla, F. Prince, M. Ishac, K. Giello-Perczak (1998) Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. In sl J Neurophysiol Vol. 80, pp. 1211-1221.