Об одном подходе к моделированию регуляции физиологических параметров

Э. Э. Гасанов*, М. Э. Ширинян‡

В статье предлагается использовать модель горизонтального пружинного маятника с переменным коэффициентом упругости пружины для моделирования регуляции физиологических параметров организма с помощью отрицательной обратной связи. Предполагается, что система находится под воздействием внешней силы, которое вызывает противодействие пружины, снижающее амплитуду отклонения системы. Предложен метод управления коэффициентом упругости пружины, позволяющий контролировать координаты маятника, удерживая его в допустимых пределах.

Ключевые слова: регуляция физиологических параметров, отрицательная обратная связь, горизонтальный пружинный маятник.

В норме физиологические параметры организма поддерживаются в состоянии динамического гомеостаза за счет регуляторных механизмов, активизирующихся при отклонении этих показателей и направленных на восстановление их исходных значений. При этом большинство регуляторных систем функционирует по принципу отрицательной обратной связи, которая носит стабилизирующий характер.

В статье в качестве модели регуляторного механизма предлагается использовать механическую систему, состоящую из бруска, размещенного на горизонтальной поверхности, с закрепленной к нему пружиной, свободный конец которой прикреплен к вертикальной стойке (рис.1а). Координата бруска ассоциируется с наблюдаемым физиологическим параметром организма. В начальный момент времени система находится в состоянии покоя, при этом нулевая координата ($x = 0$) соответствует

Гасанов Эльяр Эльдарович — д. ф.-м. н., зав. каф. математической теории интеллектуальных систем мех.-мат. ф-та МГУ, e-mail: el_gasanov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-0739-0967.

Gasanov Elyar Eldarovich — Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Head of Department of Mathematical Theory of Intelligent Systems, Faculty of Mechanics and Mathematics, Moscow State University.

‡*Ширинян Маринэ Эдгаровна* — канд. биол. наук, науч. сотр. лаб. фармакологии и патогистологии Научно-технологического центра органической и фармацевтической химии НАН Армении, e-mail: mshirinian@physiol.sci.am, ORCID: 0009-0002-8334-3983.

Shirinyan Marine Edgarovna — Candidate of Biological Sciences, Research Scientist, Scientific Technological Center of Organic and Pharmaceutical Chemistry NAS of Armenia, Laboratory of Pharmacology and Histopathology.

Опубликовано на условиях лицензии CC-BY 4.0
Published under CC-BY 4.0

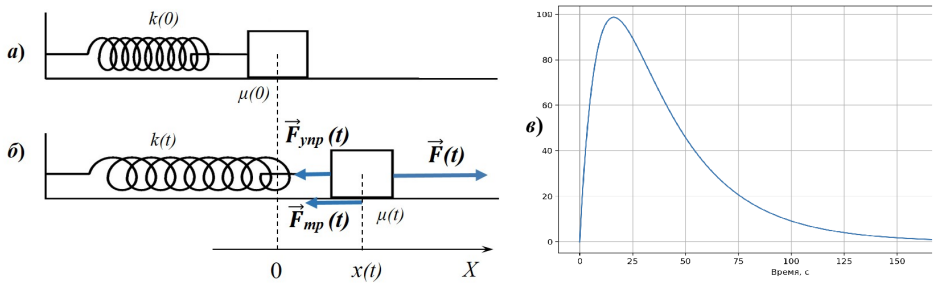


Рис. 1: а,б) Механическая система с бруском и пружиной, в) Внешняя сила, порождаемая влиянием фенилэфрина

номинальному (нормальному) значению исследуемого физиологического параметра. Введение внешней силы $F(t)$ вызывает смещение системы из положения равновесия. В результате на брусок начинают действовать две силы: сила упругости пружины, моделирующая основной регуляторный механизм, и сила трения, ассоциируемая с остальными тормозящими механизмами, не зависящими напрямую от внешнего воздействия $F(t)$ (рис.1б).

Тем самым система задается дифференциальным уравнением

$$F(t) - k(t) \cdot x(t) - \mu(t) \cdot mg \cdot \operatorname{sign}(\dot{x}(t)) = m \cdot \ddot{x}(t) \tag{1}$$

с начальными условиями $x(0) = 0, \dot{x}(0) = 0$, где $k(t)$ — переменный коэффициент упругости пружины, выступающий в роли управляющего параметра системы, а $\mu(t)$ — коэффициент трения, который предполагается постоянным либо слабо меняющимся во времени.

В качестве объекта верификации разработанной модели выбран артериальный барорецепторный рефлекс (АБР) в режиме острого прессорного теста (Оксфордского теста) [1]. Данный рефлекс является одним из основных механизмов нейрогенной регуляции артериального давления (АД), который активируется при резком изменении АД и направлен на минимизацию отклонения АД от исходного уровня. При тестировании депрессорной функции АБР имитируют острое повышение АД путем внутривенного введения сосудосуживающего препарата фенилэфрина (ФЭ). Регистрируемые при этом ответные реакции организма определяют функциональную состоятельность АБР, главным показателем которой выступает степень (и скорость) минимизации вызванного сдвига АД. В рамках предложенной модели, координата бруска будет ассоциироваться с величиной АД, коэффициент $k(t)$ — с депрессорной функцией АБР, сила $F(t)$ — с влиянием ФЭ на АД, вид которой изображен на рис.1в. В случае

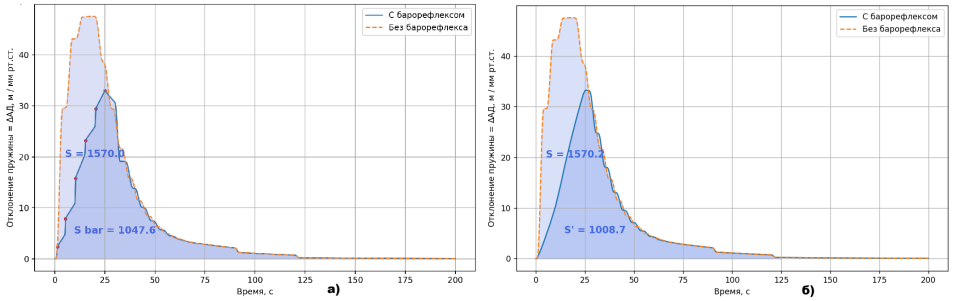


Рис. 2: а) Импульсное управление, б) Пороговое управление.

численного моделирования системы с нарушенной функцией АБР, то есть когда управляющий параметр $k(t)$ неизменен во времени, реакция АД на воздействие силы $F(t)$ соответствует верхней кривой на рис. 2а. В то же время результаты экспериментов на здоровых животных демонстрируют существенно меньшую амплитуду отклонения АД. Зарегистрированные в ходе опыта значения [2] нанесены круглыми маркерами на нижний график рис. 2а.

Возникает вопрос: можно ли подобрать такое управление параметром $k(t)$, чтобы траектория $x(t)$ проходила через наблюдаемые в эксперименте точки. Ответ на этот вопрос дает следующая теорема.

Теорема 1. *Пусть* $\{(\tau_i, p_i), i = 0, 1, 2, \ldots, n; \quad 0 = \tau_0 < \tau_1 < \tau_2 < \ldots < \tau_n, p_0 = 0\}$ *— множество пар (момент времени – значение наблюдаемого параметра организма). Пусть* $F(t)$ *— гладкая функция, которая сначала возрастает, а потом убывает, функция* $\mu(t)$ *известна заранее и не зависит от функции управления* $k(t)$ *и силы возмущающего воздействия* $F(t)$ *напрямую. Тогда существует такое управление параметром* $k(t)$*, что решение* $x(t)$ *дифференциального уравнения (1) для любых* $i = 1, 2, \ldots, n$ *будет удовлетворять условию* $x(\tau_i) = p_i$*.*

Существует множество стратегий достижения данного результата. Метод, предложенный в доказательстве теоремы, состоит из трех этапов: свободного движения (при неизменном $k(t)$), импульсного воздействия (при скачкообразном росте $k(t)$ для обнуления ускорения и фиксации целевой скорости) и стабилизации (докатывания), в рамках которой поддерживается постоянная скорость движения. Длительность этих этапов может меняться. В частности, стратегия, где половину периода между измерениями занимает свободное движение, сменяющееся однократным мощным импульсом и последующим движением с постоянной скоростью,

определяется как импульсное управление. Пример такого режима приведен на нижнем графике рис. 2а.

Описанный метод управления предполагает знание целевой функции. В качестве альтернативы может быть рассмотрен подход, не требующий сохранения полной информации о целевой функции: вместо этого фиксируется простая кусочно-постоянная функция, определяемая как пороговая. Если в определенный момент времени скорость изменения наблюдаемого параметра $v(t)$ превышает заданный порог, формируется тормозящий импульс, снижающий ускорение параметра до нуля.

В частности, если для рассматриваемой задачи регуляции АД пороговую функцию $g(t)$ задать следующим образом:

$$g(t) = \begin{cases} 1.5, & t < 10 \\ 2.5, & 10 \le t < 25 \\ 5.5, & 25 \le t < 30 \\ 1000, & t \ge 30 \end{cases},$$

то траектория отклонения АД примет вид нижнего графика на рис. 2б. Интуитивно импульсный метод управления можно ассоциировать с выполнением доведенного до автоматизма навыка опытным субъектом за счет сформированных устойчивых нейронных связей (экспертный уровень). Тогда как пороговый метод управления скорее отражает стратегию поведения на этапе освоения навыка (адаптационный уровень).

Список литературы

[1] Milica M., Sun P., Liu F., Fainman C., Dimsdale J., Mills P.J., Ziegler M.G., “A comparison of pharmacologic and spontaneous baroreflex methods in aging and hypertension.”, *J Hypertens.*, **27**:6 (2009), 1243—1251. DOI: 10.1097/HJH.0b013e32832a6e1b.

[2] Ширинян М.Э., “Влияние неселективных β-андреноблокаторов Фобуфола и Пропранолола на кардиохронотропный ответ депрессорного барорефлекса у нормотензивных крыс”, *Вестник медицинского института им. Меграбяна.*, **10** (2021), 68—73 https://drive.google.com/file/d/1bGNtSfMZzS0SajeOn_a2uNa8yk14jeUB/view.

Статья поступила 8 ноября 2026 г.

On an approach to modeling the regulation of physiological parameters

E. E. Gasanov, M. E. Shirinyan

This article proposes using a horizontal spring-pendulum model with a variable stiffness coefficient to simulate the regulation of an organism's physiological parameters via negative feedback. The system is assumed to be subject to an external force, which triggers a counteracting response from the spring that reduces the amplitude of the system's deviation. A method for controlling the stiffness coefficient is presented, which allows for the regulation of the pendulum's coordinates, keeping them within permissible limits.

Keywords: regulation of physiological parameters, negative feedback, horizontal spring spring-pendulum.

References

[1] Milica M., Sun P., Liu F., Fainman C., Dimsdale J., Mills P.J., Ziegler M.G., "A comparison of pharmacologic and spontaneous baroreflex methods in aging and hypertension.", *J Hypertens.*, **27**:6 (2009), 1243—1251. DOI: 10.1097/HJH.0b013e32832a6e1b.

[2] Shirinyan M.E., "On the impact of the non-selectiv beta-blockers Fobufol and Propranolol on the cardio rate response of the depressor baroreflex in normotensive rats.", *Bulletin of the Medical Institute after Mehrabyan.*, **10** (2021), 68—73 https://drive.google.com/file/d/1bGNtSfMZzSOSajeOn_a2uNa8yk14jeUB/view (in Russian).

Received on November 8, 2026