

Система управления мышечным тонусом на основе нейронной сети с LIF моделью

А.Д. Иванова
Казанский (Приволжский)
федеральный университет
Казань, Россия
ivanovaanastasya0449@gmail.com

Н.В. Харин
Казанский (Приволжский)
федеральный университет
Казань, Россия
NVKharin@kpfu.ru

Т.В. Балтина
Казанский (Приволжский)
федеральный университет
Казань, Россия
tvbaltina@kpfu.ru

О.А. Саченков
Казанский (Приволжский)
федеральный университет
Казань, Россия
OASachenkov@kpfu.ru

Аннотация—В работе описано решение задачи управления, используя метод машинного обучения. В качестве объекта управления была выбрана модель мышечного волокна под действием внешней силы. Задача нейронной сети – найти вид функции управления, чтобы обеспечить сохранение мышц заданного удлинения. Построена математическая модель системы и реализован метод численного решения.

Ключевые слова— спайковая нейронная сеть, управление, математическое моделирование, искусственная нейронная сеть.

1. ВВЕДЕНИЕ

Сегодня все популярнее становится применение машинного обучения, в том числе нейронных сетей, в различных областях. Малоизученным направлением являются импульсные (спайковые) нейронные сети. Цель данной работы: с помощью моделирования механизма сокращения мышечного волокна добиться удержания мышц заданной длины, то есть тонуса мышцы, при условии воздействия на нее внешней растягивающей силы. Сокращение мышцы будет осуществляться при помощи искусственной нейронной сети.

2. МЕТОДЫ

А. LIF модель нейрона

При таком подходе каждый нейрон в каждый момент времени имеет некоторое значение – потенциал, которое сравнивается с пороговым значением нейрона. Если потенциал превышает пороговое значение, то нейрон посылает импульс (спайк) на следующий слой, а его потенциал падает до некоторого уровня. В противном случае происходит накопление потенциала. При выведении из состояния равновесия потенциал нейрона стремится к начальному значению. Динамика функции потенциала V описывается уравнением (1).

$$\tau_{mem} \cdot V' = E_{leak} - V + g_e(E_e - V) + g_i(E_i - V), \quad (1)$$

$$\tau_e \cdot g_e' = -g_e + w_e \cdot h(\Delta L), \quad (2)$$

$$h(\Delta L) = \theta(\Delta L - \Delta L_{THR}), \quad (3)$$

$$\tau_i \cdot g_i' = -g_i + w_i \cdot f(V), \quad (4)$$

$$f(V) = \theta(V), \quad (5)$$

Существует два типа входных сигналов для нейрона: g_e – возбуждающие (положительные) и g_i – тормозящие (отрицательные), динамика которых описывается

уравнениями (2), (4). Именно они в процессе моделирования изменяют значение потенциала. В работе для описания воздействия на входные сигналы использовалась функция Хэвисайда θ (3), (5).

Б. Модель мышцы Хилла

В качестве математической модели мышцы была выбрана трехэлементная модель Хилла (Рис 1.).

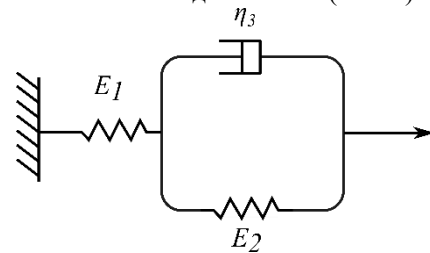


Рис 1. Модель мышцы Хилла, E_1 – коэффициент жесткости последовательного элемента, E_2 – коэффициент жесткости параллельного элемента, η_3 – коэффициент демпфирования

Сокращение мышцы запускает демпфирующий элемент, поэтому управление будет подаваться на него. Изменение длины мышцы инициализирует воздействие на входные сигналы нейрона:

$$\Delta L = \Delta L_1 + \Delta L_2, \Delta L_2 = \Delta L_3, \quad (6)$$

В. Архитектура сети

Архитектура нейронной сети была построена на основе структурных схем биологических систем. В этом случае мотонейрон иницирует активацию сократительного элемента мышцы и при этом посылает тормозящий сигнал (отрицательная обратная связь) на самого себя. Сокращение мышцы регулируется за счет возбуждающего сигнала (положительная обратная связь), посылаемого сенсорным нейроном, который по сути реагирует на удлинение мышцы. Топология описанной сети представлена на Рис.2.

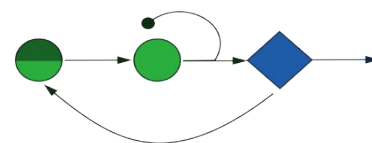


Рис 2. Топология предложенной сети: полужелтый круг – сенсор, зеленый – двигательный нейрон (мотонейрон), синий ромб – мышца; возбуждающие обратные связи обозначены стрелками, тормозящие – кружками

При моделировании была рассмотрена внешняя сила, растягивающая мышцу. При достижении некоторой пороговой величины растяжения сенсорный нейрон генерирует возбуждающие сигналы, которые приходят на мотонейрон, который описывается LIF моделью. Мотонейрон генерирует сигнал активации, вынуждая сокращаться мышечное волокно, и тормозит самого себя (Рис. 3).

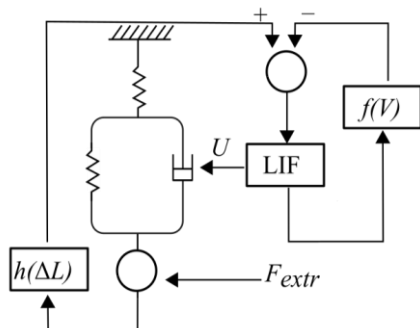


Рис 3. Схема системы управления: F_{extr} – внешняя растягивающая сила, LIF – мотонейрон, U – сила воздействия на сократительный элемент, $h(\Delta L)$ – возбуждающий сигнал мышечной активности, $f(V)$ – тормозящий сигнал нейрона, ΔL – удлинение мышцы

3. РЕЗУЛЬТАТЫ

Для вычисления использовались следующие значения констант: $F_{extr} = 0.2$ Н, $U = \{0; 0.08\}$ Н, заданное растяжение $\Delta L_{prog} = -0.05$ м. В модели Хилла были использованы значения: коэффициенты жесткости упругих элементов $E_1 = 10$ Н/м, $E_2 = 5$ Н/м, коэффициент демпфирования $\eta_3 = 3$ Н с/м.

В работе численно исследовалось влияние синаптического веса положительной обратной связи w_e на поведение динамической системы. В результате расчетов было найдено критическое значение $w_e^* = 6.3$. В случае, когда $w_e = w_e^*$, наблюдается мышечный тонус, и через некоторое время мышца сохраняет заданную длину (Рис. 4). В случае, когда $w_e > w_e^*$, мышечный тонус имеет колебательный характер, то есть мышца не сохраняет постоянную длину. Когда $w_e < w_e^*$, тонус наблюдается, но заданная длина ΔL_{prog} не достигается. Найденное критическое значение суть бифуркационный параметр динамической системы.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В статье исследовалась модель управления мышечным тонусом. Рассмотрена задача мышечного тонуса под действием внешней силы. Архитектура системы управления базировалась на биологических принципах взаимодействия центрального генератора

упорядоченной нейроактивности. LIF модель была использован для моделирования поведения мотонейрона. Возбуждающий сигнал генерировался сенсорным нейроном на основе мышечной активности, тормозящий – мотонейром. В работе исследовалось влияние величины синаптического веса положительной обратной связи и было найдено его критическое значение.

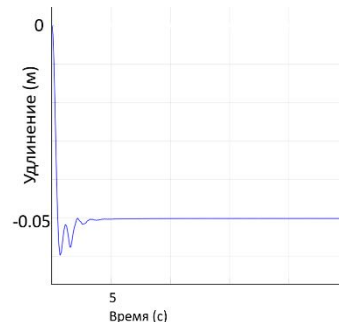


Рис 4. Зависимость удлинения от времени, при воздействии системы управления. Случай мышечного тонуса

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ № 20-01-00535.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Дмитричев, А.С. Нелинейные динамические модели нейронов: обзор / А.С. Дмитричев, Д.В. Касаткин, В.В. Клиньшов, С.Ю. Кириллов // Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика. – 2018. – Т. 26. – С. 5-58.
- [2] Харин, Н.В. Применение нейронной сети для стабилизации маятника / Н.В. Харин, А.Д. Иванова, О.А. Саченков // Труды Математического центра имени Н.И. Лобачевского. – 2020. – Т. 59. – С. 131-134.
- [3] Frigon, A. The neural control of interlimb coordination during mammalian locomotion // Neurophysiol. – 2017. – Vol. 117. – P. 2224-2241.
- [4] Kasabov, N. NeuCube: A spiking neural network architecture for mapping, learning and understanding of spatio-temporal brain data / N.Kasabov // Neural Network. – 2014. – Vol. 52. – P. 467-510.
- [5] Romero, F. A comparison among different Hill-type contraction dynamics formulations for muscle force estimation / F. Romero, F.J. Alonso // Mechanical Sciences. – 2016. – Vol. 7. – P. 19-29.
- [6] McCrea, D.A. Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation / D.A. McCrea, I.A. Rybak // Brain Research Reviews. – 2008. – Vol. 57. – P. 134-146.
- [7] Schmitt, S. Theoretical Hill-Type Muscle and Stability: Numerical Model and Application / S. Schmitt, M. Günther, T. Rupp, A. Bayer, D. Häufle // Computational and Mathematical Methods in Medicine. – 2013. – P. 570878.
- [8] von Morgenland, J. Hill's Model for Muscle Physiology and Biomechanics / J. von Morgenland, S. Venugopal // Encyclopedia of Computational Neuroscience. – 2020. DOI: 10.1007/978-1-4614-7320-6_100695.