УДК 004.942

СИМУЛЯЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НЕПРОИЗВОЛЬНЫХ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА*

Д. В. Горбунов¹, Т. В. Гавриленко^{1,2}

¹ БУ ВО Сургутский государственный университет, 628400, г. Сургут,
ул. Университетская, 1

² ФГУ ФНЦ НИИСИ РАН, 117218, Москва, Нахимовский просп., 36, к.1

E-mail: Gorbunov.dv@mail.ru

Разработана математическая и симуляционная модель для моделирования биомеханических движений конечности человека. Разработанный алгоритм модели базируется на биологическом представлении о включении и выключении в процессе удержания положения конечности отдельных мышц или их групп. Работа модели осуществляется за счет генерации случайных чисел (в математической форме симуляционной модели отсутствуют статические величины). Сравнительный анализ экспериментальных и модельных данных показывает высокую эффективность работы симуляционной модели. Созданная симуляционная модель позволяет изучать принципы работы нервно-мышечной системы. Также модель является масштабируемой, что позволит в дальнейшем перейти к трехмерному моделированию для изучения механизмов самоорганизации биосистемы на уровне и нервно-мышечной системы, и центральной нервной системы.

Ключевые слова: Ф-решения, симуляционная модель, моделирование, биомеханические движения

© Горбунов Д. В., Гавриленко Т. В., 2019

Введение

Многолетнее изучение произвольных движений человека включая опыт Н.А. Бернштейна и современные работы на эту тему позволяет сделать вывод, что эффективных моделей описывающих движений нет. Возможно причина отсутствия таких моделей связана с тем, что движения конечности в пространстве имеет похожую проблему с поиском решений А.Ф. Филиппова (Ф-решений). Проблема создания эффективной модели для сложных биомеханических систем связана с тем, что подобные системы находятся в непрерывном изменении. Это непрерывное изменение очень близко к дифференциальным уравнениям с разрывной правой частью. Например, в случаях когда при решении такого уравнения, попав при $t = t_1$ на линию

*Работа выполнена при поддержке грантов РФФИ мол_а №18-37-00113, р_а №18-47-860005.

разрыва правой части системы дифференциальных уравнений, уже нет возможности с ней сойти, в этом случае возникает вопрос о возможности продолжения решения при $t > t_1$. Из определения решения А.Ф. Филиппов в статье [1] следует, что решение определенным образом продолжается вблизи линии разрыва.

Соответственно, основой биомеханического движения является некоторый сгенерированный сигнал центральной нервной системой и посланный по нервной сети организма определенным мышечным пучкам, который и приведет к некоторому физическому действию. В этой связи двигательный акт человека можно рассматривать как некоторую систему с запаздыванием, при условии что $\Delta t \rightarrow 0$. Более того, потенциал действия отдельных мышечных волокон очень мал, только в совокупности мышечные волокна, объединенные в мышечный пучок, способны произвести физическое перемещение конечности в пространстве. Соответственно в основе симуляционной модели лежит поиск решений А.Ф. Филиппова [2]. Именно такой подход позволяет создавать эффективные модели для сложных биосистем.

Для начала рассмотрим некоторые биологические основы особенности работы нервно-мышечной системы движения конечности. При сокращении мышечного пучка в его работу включены разные три типа мышечных волокон [3]. Так же мышечные волокна в отдельности подчиняются закону «все или ничего», т.е. одно мышечное волокно либо сокращается, либо нет, частичное сокращение мышечного волокна невозможно. Двигательные единицы, состоящие из мотонейрона и аксонов, соединены с ограниченным числом мышечных волокон и сокращение наступает только в том случае если возбуждающий сигнала мотонейрона преодолевает его пороговое значение [4]. Все вышеизложенное послужило созданию алгоритма симуляционной модели и дальнейшего его записи в математической форме

Симуляционная модель, описывающая динамику перемещения конечности в пространстве бессознательных движений, работает в двумерном формате с ограничением количества мышечных пучков, участвующих в удержании определенного уровня позиционирования конечности. Таким образом для удержания позиции на определенном уровне в симуляционной модели созданы два мышечных пучка (*Pos* и *Neg* рис. 1).

Рис. 1. Схематическое изображение симуляционной модели в интерпретации машинного алгоритма с уровнем удержания $x = const$

Количество мышечных волокон определенного типа в мышечных пучках ограничены $s_{dp}, a_{dp}, l_{dp}, s_{dn}, a_{dn}, l_{dn}$. Так же на рис. 1 представлен требуемый уровень удержания конечности в некоторой области пространства. В идеальном случае как для

реальной системы, так и для модели удержание происходит в точке пространства $x = const$. Следует отметить, что уровень удержания позиции в пространстве реальная биосистема не способна генерировать в виде какой-либо функции (например $y = const$ или $y = f(x)$). В организации работы функциональных систем организма человека всегда заложена хаотическая структура. Для наглядности представлен рис. 2, на котором изображен некоторый идеализированный уровень удержания позиции (рис. 2 — длинный пунктир) и реальное перемещение конечности в пространстве в окрестности (вблизи) этого уровня (рис. 2 — сплошная линия), а также реальная траектория движения (рис. 2 — короткий пунктир).

Рис. 2. Схематическое изображение симуляционной модели в интерпретации машинного алгоритма с уровнем удержания $x = const$

Математическая интерпретация симуляционной модели

Симуляционную модель можно представить в виде математической модели формулой:

$$S_i = \begin{cases} S_{i-1} + \sum_{k=1}^{s_{dp}} \sum_{j=1}^{a_{dp}} \sum_{l=1}^{l_{dp}} f_1\left(\frac{m_{pi}^+}{t_{si}^+}\right) f_2\left(\frac{m_{pk}^+}{t_{ak}^+}\right) f_3\left(\frac{m_{pj}^+}{t_{lj}^+}\right), S_i \leq g_z(t), \\ m_{pi}^+ - 1, m_{pk}^+ - 1, m_{pj}^+ - 1, z \in N, z < h, h \in N; \\ S_{i-1} + \sum_{k=1}^{s_{dn}} \sum_{j=1}^{a_{dn}} \sum_{l=1}^{l_{dn}} f_1\left(\frac{m_{ni}^+}{t_{si}^+}\right) f_2\left(\frac{m_{nk}^+}{t_{ak}^+}\right) f_3\left(\frac{m_{nj}^+}{t_{lj}^+}\right), S_i > g_z(t), \\ m_{ni}^+ - 1, m_{nk}^+ - 1, m_{nj}^+ - 1, z \in N, z < h, h \in N. \end{cases},$$

где, S_i - моделируемый сигнал, $f_i, i = 1 \dots 6$ - функция включения определенной группы мышечных волокон и генерации потенциала усилия, $m_{pi}^+, m_{pk}^+, m_{pj}^+, m_{ni}^+, m_{nk}^+, m_{nj}^+$ - значения счетчика, отслеживающего утомление определенного мышечного волокна из определенной группы мышц, $t_{si}^+ \in [x_{si}; y_{si}], t_{ak}^+ \in [x_{ak}; y_{ak}], t_{lj}^+ \in [x_{lj}; y_{lj}]$ - случайное значение потенциала мышечного волокна из определенного диапазона, $t_{si}^- \in [x_{si}; y_{si}], t_{ak}^- \in$

$[x_{ak}; y_{ak}], t_{lj}^- \in [x_{lj}; y_{lj}]$ – случайное «отрицательное» значение потенциала мышечного волокна из определенного диапазона, $g_z(t)$ – генерация уровня удержания определенной позиции на i -ой итерации, h – значения счетчика удержания позиции $g_z(t)$. Счет удержаний h жизненно необходим для адекватной работы модели, т.к. хаотический принцип организации функциональных систем не позволяет на длительном интервале времени Δt удерживать изолинию, т.е. уровень удержания позиции $g_z(t) \neq const$ на любом Δt .

Одна из основных идей заключается в принципиально новом подходе моделирования сложных биосистем. В симуляционной модели нет констант, работа модели основана на генерации случайных чисел (использовался вихрь Мерсенна [5]), т.е. в симуляционной модели отсутствуют статические характеристики, все параметры модели изменяются в режиме реального времени моделирования.

Следует обратить внимание на то, что уровень удержания позиции $g_z(t) \neq const$ несмотря на то, что на рис. 1 гипотетический уровень удержания позиции представлен как $x = const$. В первую очередь это связано с определенной закономерностью экспериментальных данных. На рис. 3 представлено доказательство того, что $x \neq const$.

Рис. 3. Схематическое изображение симуляционной модели в интерпретации машинного алгоритма с уровнем удержания $x = const$

На рис. 3-А представлена временная развертка экспериментально полученного сигнала, на рис. 3-В представлена траектория движения для этой выборки.

Визуализация модельных данных

На основе разработанного алгоритма и математической модели была разработана программа для ЭВМ на высокоуровневом языке программирования C#. Как уже указывалась ранее симуляционная модель работает на основе генератора случайных чисел; в качестве такого генератора использовался алгоритм Мерсенна [5]. На рис. 4 представлены два характерных примера работы симуляционной модели.

Сразу необходимо отметить, что временная развертка сигнала симуляционной модели (рис. 4-А) уже при визуальной оценки существенно отличается от реальной выборки рис. 3-А.

В первую очередь такая динамика модельной выборки связана с принципиальной разницей работы биоизмерительного комплекса, на котором были получены выборки бессознательных движений человека, и работы симуляционной модели основанной

Рис. 4. Временная развертка модельного сигнала: I – модельный сигнал; II – сглаженный модельный сигнал; III – траектория движения уровня удержания позиции

на работе процессора ЭВМ. Биоизмерительный комплекс работает с частотой дискретизации $\mu = 100$ [6]. В свою очередь моделирование происходит на основе тиков (процессорного времени). В этой связи частота квантования существенно выше, чем работа биоизмерительного комплекса. Для сглаживания модельного сигнала использовался простой метод скользящей средней (рис. 4-II). Соответственно на рис. 4-III представлена траектория движения модельного сигнала.

Сравнение модельных данных с экспериментальными выборками методами математической статистики

Все выборки треморограмм и модельные, и реальные подвергались обработке методами и подходами математической статистики. Чтобы определиться какой статистический критерий использовать для построений матриц парного сравнений каждая выборка проверялась на закон распределения. Как оказалось в итоге такой проверки, подавляющее большинство выборок не подчиняются закону нормального распределения, $> 95\%$ выборок нельзя отнести к Гауссовскому закону распределения (такая

же процентная пропорциональность была получена и при изучении экспериментальных данных). На основе полученных результатов использовался непараметрический критерий Вилкоксона.

Таблица 1

**Матрица парных сравнений модельных выборок треморограмм
(число совпадений $k_m = 11$)**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1		.00	.00	.00	.00	.63	.00	.01	.00	.00	.00	.36	.00	.00	.00
2	.00		.00	.00	.20	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
3	.00	.00		.44	.00	.00	.00	.00	.00	.09	.00	.00	.52	.00	.00
4	.00	.00	.44		.00	.00	.00	.00	.00	.06	.00	.00	.14	.00	.00
5	.00	.20	.00	.00		.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
6	.63	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.00	.00	.00	.15	.00	.00	.00
7	.00	.00	.00	.00	.00	.00		.00	.01	.00	.00	.00	.00	.00	.00
8	.01	.00	.00	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.00	.00	.00	.10	.00
9	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.01	.00		.00	.00	.00	.00	.00	.00
10	.00	.00	.09	.06	.00	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.24	.00	.00
11	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.00	.00
12	.36	.00	.00	.00	.00	.15	.00	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.00
13	.00	.00	.52	.14	.00	.00	.00	.00	.00	.24	.00	.00		.00	.00
14	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.10	.00	.00	.00	.00	.00		.00
15	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	

При парном сравнении выборок установлена некоторая закономерности в числе совпадений пар. Под понятием «совпадение» понимается возможность отнесения двух сравниваемых выборок к некоторой одной генеральной совокупности. Пример типовой матрицы для модельных данных представлен в таблице 1. Для однородных реальных выборок, полученных от одного испытуемого в режиме многократных повторах регистрации подряд число таких «совпадений» $\langle k_e \rangle = 10,7$ из 105 разных сравниваемых пар (симметричная матрица размером 15×15 с нулевой диагональю) [7–9]. Экспериментальные и модельные выборки проверялись на однородность с помощью критерия однородности в рамках теории хаоса-самоорганизации [10]. Как оказалось среднее число совпадений для модельных выборок незначительно выше $\langle k_m \rangle = 11,9$.

Более того, при парном сравнении реальных и модельных выборок процентное соотношение числа совпадений не значительно изменяется и всегда находится в определенном промежутке $k \in [25; 32]$. Пример такого сравнения представлен в таблице 2. Как видно, здесь число совпадений $k_{em} = 30$, т.е. 13,3%.

Таким образом, на основе визуального анализа и анализе результатов, полученных на основе математической статистики, доказываемая высокая эффективность работы симуляционной модели.

Представленная модель более детально позволила изучить паталогические процессы, оказывающие влияние на биомеханическую систему человека. С помощью

Таблица 2

**Матрица парных сравнений реальных и модельных выборок треморограмм
(число совпадений $k_{em} = 30$)**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	.00	.15	.00	.00	.00	.84	.00	.00	.00	.00	.01	.00	.00	.00	.00
2	.00	.10	.00	.02	.00	.01	.00	.00	.33	.00	.97	.00	.00	.01	.00
3	.00	.00	.02	.00	.01	.00	.03	.00	.00	.13	.00	.04	.35	.00	.72
4	.01	.01	.00	.04	.00	.00	.00	.00	.68	.00	.94	.00	.00	.05	.00
5	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
6	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
7	.56	.00	.00	.26	.01	.00	.00	.04	.00	.00	.00	.02	.00	.30	.00
8	.00	.13	.00	.01	.00	.00	.00	.00	.23	.00	.35	.00	.00	.00	.00
9	.87	.00	.00	.89	.00	.00	.00	.09	.00	.00	.00	.53	.00	.99	.00
10	.00	.07	.00	.00	.00	.37	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
11	.04	.00	.00	.56	.18	.00	.30	.03	.02	.00	.00	.00	.00	.38	.00
12	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
13	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
14	.00	.89	.00	.00	.00	.14	.00	.00	.07	.00	.03	.00	.00	.01	.00
15	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00

разработанной модели открывается возможность изучать различные воздействия внешней среды на функциональные системы организма.

Заключение

В ходе проведения исследования были разработаны математическая и симуляционная модели для моделирования движения конечности в двумерном пространстве. Алгоритм, разработанный для симуляционной модели на основе ее математической формы, базируется на биофизику мышечных сокращений. Эффективная работа модели осуществляется на основе генератора случайных чисел — вихрь Мерсенна. Также в симуляционной и математической моделях отсутствуют статические характеристики, т.е. в модели нет констант. Созданная симуляционная модель позволяет изучать работу нервно-мышечной системы. Следует отметить, что эффективно моделировать сложные биологические процессы позволяет связь принципов работы биосистем с решением уравнений дифференциальных уравнений с разрывной правой частью. Именно эта связь придает модели правдоподобный механизм организации функциональных систем организма человека с саморегуляцией. Разработанная симуляционная модель является ценным инструментом для понимания работы нервно-мышечной системы человека, а в дальнейшем и центральной нервной системы в аспекте прогнозирования движения конечности в пространстве. Построенная симуляционная модель является масштабированной и может быть переведена к трехмерному варианту. Моделирование параметров нервно-мышечной системы позволяет более детально изучить развитие патологических процессов.

Список литературы/References

- [1] Филиппов А. Ф., “Дифференциальные уравнения с разрывной правой частью”, *Матем. сб.*, **51(93)**:1 (1960), 99–128. [Filippov A. F., “Differentsial’nyye uravneniya s razryvnoy pravoy chast’yu”, *Matem. sb.*, **51(93)**:1 (1960), 99–128, (in Russian)].
- [2] Бетелин В. Б. и др., “Стохастическая неустойчивость в динамике поведения сложных гомеостатических систем”, *Доклады академии наук*, **472**:6 (2017), 642–644. [Betelin V. B. i dr., “Stokhasticheskaya neustoychivost’ v dinamike povedeniya slozhnykh gomeostaticheskikh sistem”, *Doklady akademii nauk*, **472**:6 (2017), 642–644, (in Russian)].
- [3] Капилевич Л. В., *Физиологические методы контроля в спорте*, Томского политехнического университета, Томск, 2009, 518 с. [Kapilevich L. V., *Fiziologicheskiye metody kontrolya v sporte*, Tomskogo politekhnicheskogo universiteta, Tomsk, 2009, 518 pp., (in Russian)].
- [4] Ткаченко Б. И., *Нормальная физиология человека*, Медицина, Москва, 2005, 928 с. [Tkachenko B. I., *Normal’naya fiziologiya cheloveka*, Meditsina, Moskva, 2005, 928 pp., (in Russian)].
- [5] Nishimura T., “Tables of 64-bit Mersenne twisters”, *ACM Transactions on Modeling and Computer Simulation (TOMACS)*, **10**:4 (2000), 234–357.
- [6] Иляшенко Л. К. и др., “Хаотическая динамика параметров треморограмм в условиях стресс-воздействий”, *Российский журнал биомеханики*, **22**:1 (2018), 74–84. [Ilyashenko L. K. i dr., “Khaoticheskaya dinamika parametrov tremorogramm v usloviyakh stress-vozdeystviy”, *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki*, **22**:1 (2018), 74–84, (in Russian)].
- [7] Еськов В. В. и др., “Феномен статистической неустойчивости систем третьего типа - complexity”, *Журнал технической физики*, **87**:11 (2017), 1609–1614. [Yes’kov V. V. i dr., “Fenomen statisticheskoy neustoychivosti sistem tret’yego tipa - complexity”, *Zhurnal tekhnicheskoy fiziki*, **87**:11 (2017), 1609–1614, (in Russian)].
- [8] Еськов В. М. и др., “Формализация эффекта "повторение без повторения" Н.А. Бернштейна”, *Биофизика*, **62**:1 (2017), 168–176. [Yes’kov V. M. i dr., “Formalizatsiya effekta "povtoreniye bez povtoreniya" N.A. Bernshteyna”, *Biofizika*, **62**:1 (2017), 168–176, (in Russian)].
- [9] Еськов В. М. и др., “Энтропия Шеннона в изучении стационарных режимов и эволюции complexity”, *Вестник Московского университета. Серия 3: Физика. Астрономия*, 2017, № 3, 90–98. [Yes’kov V. M. i dr., “Entropiya Shennona v izuchenii statsionarnykh rezhimov i evolyutsii complexity”, *Vestnik Moskovskogo universiteta. Seriya 3: Fizika. Astronomiya*, 2017, № 3, 90–98, (in Russian)].
- [10] Горбунов Д. В., “Однородность и неоднородность параметров движений человека”, *Сложность. Разум. Постнеклассика.*, 2018, № 4, 68–75. [Gorbunov D. V., “Odnorodnost’ i neodnorodnost’ parametrov dvizheniy cheloveka”, *Slozhnost’. Razum. Postneklassika*, 2018, № 4, 68–75, (in Russian)].

Список литературы (ГОСТ)

- [1] Филиппов А. Ф. Дифференциальные уравнения с разрывной правой частью // Матем. сб. 1960. Т. 51(93). №1. С. 99–128
- [2] Бетелин В. Б. и др. Стохастическая неустойчивость в динамике поведения сложных гомеостатических систем // Доклады академии наук. 2017. Т. 472. №6. С. 642–644.
- [3] Капилевич Л. В. Физиологические методы контроля в спорте. Томск: Томского политехнического университета, 2009. 518 с.
- [4] Ткаченко Б. И. Нормальная физиология человека. М.: Медицина, 2005. 928 с.
- [5] Nishimura T. Tables of 64-bit Mersenne twisters // ACM Transactions on Modeling and Computer Simulation (TOMACS). 2000. vol. 10. issue 4. pp. 234–357.
- [6] Иляшенко Л. К. и др. Хаотическая динамика параметров треморограмм в условиях стресс-воздействий // Российский журнал биомеханики. 2018. Т. 22. №1. С. 74–84.

- [7] Еськов В. В. и др. Феномен статистической неустойчивости систем третьего типа - complexity // Журнал технической физики. 2017. Т. 87. №11. С. 1609–1614.
- [8] Еськов В. М. и др. Формализация эффекта "повторение без повторения" Н.А. Бернштейна // Биофизика. 2017. Т. 62. №1. С. 168–176.
- [9] Еськов В. М. и др. Энтропия Шеннона в изучении стационарных режимов и эволюции complexity // Вестник Московского университета. Серия 3: Физика. Астрономия. 2017. №3. С. 90–98.
- [10] Горбунов Д. В. Однородность и неоднородность параметров движений человека // Сложность. Разум. Постнеклассика. 2018. №4. С. 68–75.

Для цитирования: Горбунов Д. В., Гавриленко Т. В. Симуляционное моделирование произвольных движений человека // *Вестник КРАУНЦ. Физ.-мат. науки*. 2019. Т. 29. № 4. С. 67-76. DOI: 10.26117/2079-6641-2019-29-4-67-76

For citation: Gorbunov D. V., Gavrilenko T. V. Simulation modeling of involuntary human movements, *Vestnik KRAUNC. Fiz.-mat. nauki*. 2019, **29**: 4, 67-76. DOI: 10.26117/2079-6641-2019-29-4-67-76

Поступила в редакцию / Original article submitted: 02.12.2019

DOI: 10.26117/2079-6641-2019-29-4-67-76

MSC 34C60

SIMULATION MODELING OF INVOLUNTARY HUMAN MOVEMENTS¹

D. V. Gorbunov¹, T. V. Gavrilenko^{1,2}

¹ Surgut State University, 628400, Surgut, Universitetskaya st., 1, Russia

² Scientific Research Institute for System Studies, Federal Research Center, Russian Academy of Sciences, 117218, Moscow, Nakhimovsky Ave., 36, building 1

E-mail: Gorbunov.dv@mail.ru

Mathematical and simulation model has been developed for modeling the biomechanical movements of a human limb. The developed model algorithm is based on the biological presentation and shutdown in the process of maintaining the positions of the final individual muscles or their groups. Work in models is due to statistical values. A comparative analysis of experimental and model data shows the high efficiency of the simulation model. The created simulation model allows to study the principles of the neuromuscular system. This model is scalable, which will allow us to switch to three-dimensional modeling to study the signs of self-organization of biosystems at the level of the neuromuscular system and central nervous system.

Key words: F-solutions, simulation model, modeling, biomechanical movements

© Gorbunov D. V., Gavrilenko T. V., 2019

¹This work was supported by grants from the Russian Foundation for Basic Research, such as No. 18-37-00113, and No. 18-47-860005.