



DOI: <https://doi.org/10.15688/mpcm.jvolsu.2020.1.4>

УДК 004.942
ББК 22.19

Дата поступления статьи: 9.12.2019
Дата принятия статьи: 13.01.2020

СИМУЛЯЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВИЖЕНИЯ КОНЕЧНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ¹

Дмитрий Владимирович Горбунов

Соискатель кафедры автоматизированных систем обработки и управления,
Сургутский государственный университет
gorbunov.dv@mail.ru
ул. Энергетиков, 22, 628412 г. Сургут, Российская Федерация

Аннотация. Как известно, моделирование любых процессов основывается на некоторых закономерностях, происходящих как внутри объекта моделирования, так и снаружи (изменение окружающей среды, в которой находится объект). При изучении сложных биосистем выявление таких закономерностей осложняется тем фактом, что подобные системы обладают хаотической структурой. В таких системах невозможно произвольно повторить начальное состояние x_i , любое промежуточное x_n и конечное x_k . Соответственно и моделирование сложных биосистем должно производиться на основе случайных закономерностей. Созданная симуляционная модель позволяет максимально точно моделировать движение конечности человека в двумерной плоскости. Выделяются три принципиальные основополагающие идеи в работе модели: во-первых, включение регуляторных механизмов модели осуществляется за счет нахождения Φ -решений; во-вторых, траектория удержания конечности в пространстве (моделирование тремора человека) изменяет свое направление случайным образом; в-третьих, все изменения системы происходят на основе случайных чисел (в модели нет констант). Основополагающая часть симуляционной модели базируется на поиске Φ -решений. Созданная симуляционная модель является масштабируемой, что позволит в дальнейшем исследовании перевести ее к трехмерному варианту с возможностью изменять количество мышечных пучков, задействованных в движении конечности человека.

Ключевые слова: симуляционная модель, биомеханические движения, тремор, квазиаттрактор, Φ -решения.

Введение

При изучении динамических объектов окружающей среды часто возникает потребность в создании модели, которая максимально близко может воспроизвести динамический процесс. В рамках изучения биомеханических параметров человека (сознательные и бессознательные движения) возникает необходимость воспроизвести реальные выборки с помощью математической или симуляционной модели для детального изучения нервно-мышечной системы. Для теоретической биофизики понимание того, что происходит в нервно-мышечной системе при организации движений позволит детально изучить процессы, происходящие в нервно-мышечной системе [6]. Создание симуляционной модели открывает возможность изучать развитие патологических процессов (например, развитие болезни Паркинсона [7]), что позволит создавать более эффективные способы диагностирования заболеваний. Также моделирование биомеханических движений широко используется при подготовке спортсменов [4].

Необходимость в моделировании биомеханических параметров связана с установленными определенными закономерностями обнаруженных в работе НМС человека. Ранее было установлено, что биомеханические параметры непрерывно и хаотически изменяются (подтверждена гипотеза Н.А. Бернштейна «повторение без повторений» [1; 3]). Также было доказано, что уровень удержания конечности в пространстве всегда $x \neq \text{const}$ (характерный пример экспериментальной выборки и траектория движения представлены на рисунках 1А и 1В соответственно). Сам же механизм удержания позиции на определенном уровне похож на задачу с поиском Φ -решений.

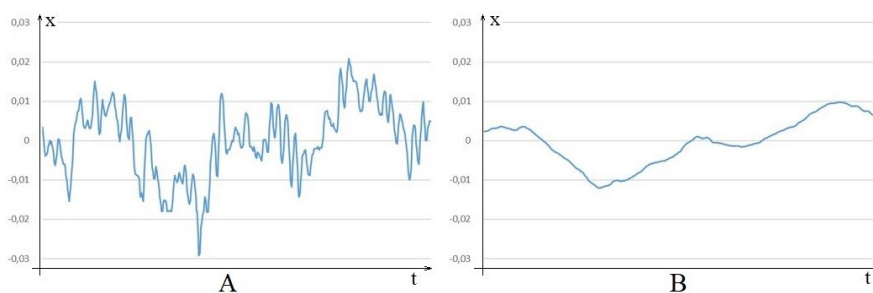


Рис. 1. Временная развертка треморограммы (А) и ее траектория движения (В)

Как уже было упомянуто ранее, движение конечности в пространстве непрерывно изменяет направление движения (в двумерном случае в один момент времени Δt_n конечность движется вверх, в другой Δt_{n+1} — вниз; направление вектора движения изменяется случайным образом, без возможности прогнозирования). На данный момент времени не было эффективных моделей, способных описывать работу нервно-мышечной системы, которые базируются на хаотической динамике биологического процесса. Проблема создания именно эффективной модели, возможно, связана с некоторой аналогией поиска решения А.Ф. Филиппова [8; 11]. Под эффективностью работы модели понимается возможность приближать модельные данные к экспериментальным в соответствии с хаотической динамикой параметров нервно-мышечной системы. В работе рассматриваются два способа оценки эффективности: расчет матриц парных сравнений на основе математической статистики [10] и расчет параметров квазиаттракторов в рамках теории хаоса-самоорганизации [2]. Поскольку при создании моделей, описывающих биомеханические движения человека, базировались на решении дифференциальных уравнений,

то в этом случае решение носит прогнозируемый характер (зависит от начальных условий), что противоречит невозпроизводимости движений человека, то есть нет возможности задавать начальное состояние x_0 , воспроизводить промежуточное x_n и конечное x_k состояния.

Согласно биомеханическим основам двигательный акт совершается на основе полученного сигнала от центральной нервной системы. Соответственно движение конечности в пространстве можно назвать системой с запаздыванием при условии, что время запаздывания $\Delta t \rightarrow 0$. Сгенерированному сигналу в центральной нервной системе необходимо время, чтобы сигнал попал в мотонейрон, который, в свою очередь, даст сигнал мышечным волокнам на сокращение, или, наоборот, релаксацию. Если Δt значительно увеличится, то это свидетельствует о развитии патологического процесса в организме человека.

1. Симуляционная модель и ее математическая форма

При создании симуляционной работы за основу были взяты принцип случайного изменения параметров, то есть все параметры генерируются из определенных диапазонов случайным образом на основе вихря Мерсенна [14]. Симуляционная модель концептуальной частью с некоторыми упрощениями по отношению к реальной работе мышечных пучков максимально точна. На рисунке 2 представлены некоторые мышечные пучки (рис. 2А, 2С), между которыми проходит идеализированный уровень удержания конечности в пространстве (рис. 2В). Сами же модельные мышечные пучки, как и реальные мышцы, обладают тремя типами мышечных волокон (на рисунках 2А и 2С обозначены разными размерами и цветами) [5; 9]. В биосистемах каждое мышечное волокно подчиняется закону «все или ничего», то есть отдельное мышечное волокно либо имеет возможность сократиться (был преодолен барьерный уровень возбуждения мотонейрона), либо не сокращается вообще (частичного напряжения у мышечного волокна нет).

В работу включаются только те мышечные волокна, которые имеют статус «готовы к работе», то есть в симуляционной модели реализован механизм утомления и не срабатывания отдельных мышечных волокон [9]. Симуляционная и математическая модели состоят из двух мышечных пучков: положительный (positive (Pos) — рис. 2А) и отрицательный (negative (Neg) — рис. 2С).

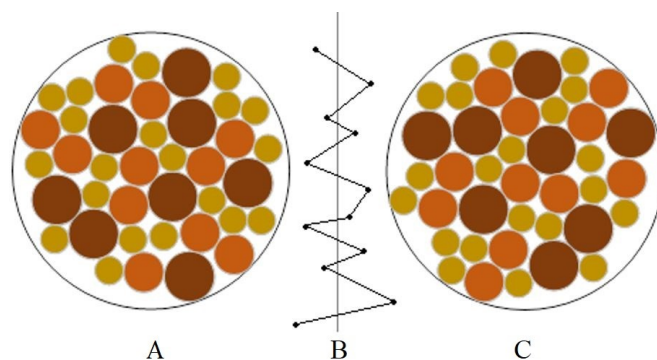


Рис. 2. Мышечная структура симуляционной модели: А — положительный (positive) мышечный пучок; В — модельное движение конечности с уровнем удержания позиции; С — отрицательный (negative) мышечный пучок

Разработанную симуляционную модель можно представить в математической форме (1):

$$S_i = \begin{cases} S_{i-1} + \sum_{e=1}^{s_{qp}} \sum_{k=1}^{a_{qp}} \sum_{j=1}^{l_{qp}} f_1\left(\frac{m_{pe}^+}{t_{se}^+}\right) f_2\left(\frac{m_{pk}^+}{t_{ak}^+}\right) f_3\left(\frac{m_{pj}^+}{t_{lj}^+}\right), S_i \leq g_z(t), \\ m_{pe}^+ - 1, m_{pk}^+ - 1, m_{pj}^+ - 1, z \in N, z < h, h \in N; \\ S_{i-1} + \sum_{e=1}^{s_{qn}} \sum_{k=1}^{a_{qn}} \sum_{j=1}^{l_{qn}} f_1\left(\frac{m_{ne}^+}{t_{se}^+}\right) f_2\left(\frac{m_{nk}^+}{t_{ak}^+}\right) f_3\left(\frac{m_{nj}^+}{t_{lj}^+}\right), S_i \leq g_z(t), \\ m_{ne}^+ - 1, m_{nk}^+ - 1, m_{nj}^+ - 1, z \in N, z < h, h \in N, \end{cases} \quad (1)$$

где S_i — моделируемый сигнал; $f_i, i = 1 \dots 6$ — функция включения определенной группы мышечных волокон и генерации потенциала усилия; $s_{qp}, a_{qp}, l_{qp}, s_{qn}, a_{qn}, l_{qn}$ — количество мышечных волокон определенной группы мышц, которые могут быть включены в работу модели (индексы p, n и q образованы от английских слов positive, negative и quantity соответственно); $m_{pe}^+, m_{pk}^+, m_{pj}^+, m_{ne}^+, m_{nk}^+, m_{nj}^+$ — значения счетчика, отслеживающего утомление определенного мышечного волокна из определенной группы мышц; $t_{se}^+ \in [x_{se}; y_{se}], t_{ak}^+ \in [x_{ak}; y_{ak}], t_{lj}^+ \in [x_{lj}; y_{lj}]$ — случайное значение потенциала мышечного волокна из определенного диапазона, $t_{se}^- \in [x_{se}; y_{se}], t_{ak}^- \in [x_{ak}; y_{ak}], t_{lj}^- \in [x_{lj}; y_{lj}]$ — случайное «отрицательное» значение потенциала мышечного волокна из определенного диапазона; $g_z(t)$ — генерация уровня удержания определенной позиции на i -й итерации; h — значения счетчика удержания позиции $g_z(t)$. Счет удержаний жизненно необходим для адекватной работы модели, так как хаотический принцип организации функциональных систем не позволяет на длительном интервале времени Δt удерживать изолинию, то есть уровень удержания позиции $g_z(t) \neq \text{const}$ на любом Δt .

Включение мышечного волокна определенной группы мышц в работу осуществляется в том случае, если мышечное волокно не утомлено. Если же мышечному волокну присвоен статус «утомлен», то такое мышечное волокно сможет включиться в работу после определенного времени релаксации Δt_r . Более того, такое мышечное волокно подключится к работе только на основе случайного его включения (когда функция вероятности выдаст результат $P = 1$). Такой принцип работы мышечных волокон и групп мышц в целом можно представить в следующем виде (2):

$$\left\{ \begin{array}{l} f_1 \left(\frac{m_{pe}^-}{t_{se}^+} \right) = f_1 \left(\frac{m_{pe}^- * -1}{t_{se}^+} \right), \quad P = 1; \\ f_2 \left(\frac{m_{pk}^-}{t_{ak}^+} \right) = f_2 \left(\frac{m_{pk}^- * -1}{t_{ak}^+} \right), \quad P = 1; \\ f_3 \left(\frac{m_{pj}^-}{t_{lj}^+} \right) = f_3 \left(\frac{m_{pj}^- * -1}{t_{lj}^+} \right), \quad P = 1; \\ f_1 \left(\frac{m_{ne}^-}{t_{se}^-} \right) = f_1 \left(\frac{m_{ne}^- * -1}{t_{se}^-} \right), \quad P = 1; \\ f_2 \left(\frac{m_{nk}^-}{t_{ak}^-} \right) = f_2 \left(\frac{m_{nk}^- * -1}{t_{ak}^-} \right), \quad P = 1; \\ f_3 \left(\frac{m_{nj}^-}{t_{lj}^-} \right) = f_3 \left(\frac{m_{nj}^- * -1}{t_{lj}^-} \right), \quad P = 1; \end{array} \right. \quad (2)$$

где P — функция вероятности включения $N = 0, 1$. Уровень удержания конечности в пространстве $g_z(t)$ устанавливается на основе генератора случайного значения (3):

$$g_z(t) = Q(t, c), S_i < g_z(t), z = 0, h \in N, z + 1, z < h, \quad (3)$$

где $Q(t)$ — случайное значение из определенного диапазона. Функция $Q(t)$ производит генерацию нового уровня, если $z = h$ или когда наступают условия $g_z(t) < S_i$ при включенных в работу «отрицательных» (*Neg*) мышцах или $Q > S_i$ при работе «положительных» (*Pos*) мышц. В свою очередь диапазон генерации уровня удержания позиции варьируется на каждой итерации генерации $g_z(t)$. Смещение диапазона генерации уровня удержания записывается в следующей форме (4):

$$Q(c) = \begin{cases} A \in [-x + \Delta t]; y + \Delta t], A(t) \geq \frac{g_{z-1}(t)}{2}, \Delta t = g_{z-1}(t), y < y_0 = \text{const}; \\ A \in [-x - \Delta t]; y - \Delta t], A(t) < \frac{g_{z-1}(t)}{2}, \Delta t = g_{z-1}(t), x < -x_0 = \text{const}, \end{cases} \quad (4)$$

где A — значение уровня удержания конечности; x и y — нижний и верхний диапазон генерации уровня удержания позиции в пространстве; Δt — приращение к диапазону уровня удержания. Фактически вектор-функция (t) , определенная на интервале $[t_1, t_2]$, является Φ -решением.

Стоит отметить, что уравнения (3) и (4) способны описывать только произвольные движения человека, то есть тремор. Для описания произвольных (теппинг) движений необходим совершенно другой механизм генерации уровня удержания позиции конечности в пространстве. В случае моделировании теппинга использование фразы «механизм генерации уровня удержания позиции» не совсем корректно. Произвольные движения осуществляются по определенной траектории. Соответственно и в модели необходимо задавать траекторию движения, но при этом траектория движения не может задаваться какой-либо функцией (например, в виде $g_z(t) = \sin x$). Решения задачи моделирования биомеханической системы относятся к задаче поиска Φ -решений.

2. Визуализация результатов работы симуляционной модели

Для демонстрации точности работы модели представляется ряд характерных примеров и их сопоставление с реальными данными. На рисунке 3А представлена временная развертка экспериментальной выборки, а на рисунке 3В — модельной выборки.

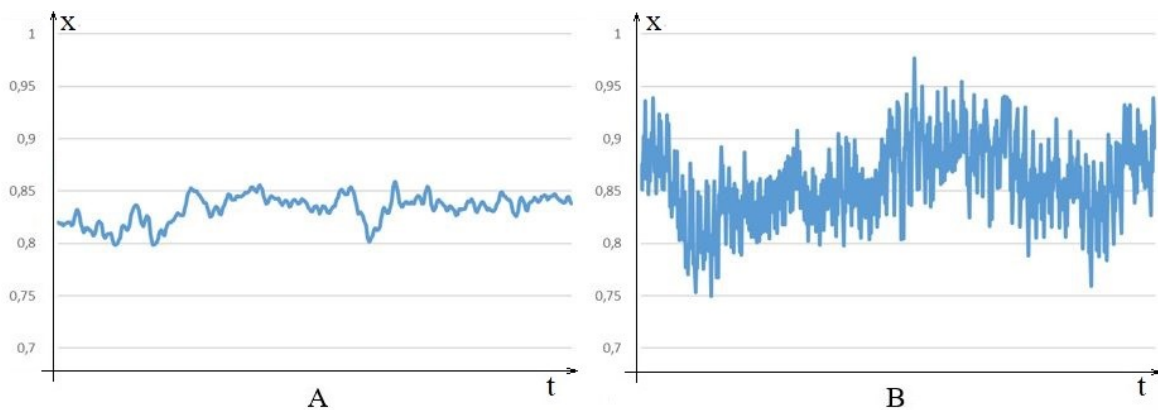


Рис. 3. Временная развертка: А — экспериментальная выборка; В — модельная выборка

Как видно, при визуальной оценке модельная выборка существенно отличается от реальной. Такая динамика поведения связана с точностью проводимых экспериментов. Экспериментальная выборка получена с помощью биоизмерительного комплекса с частотой квантования $\mu = 100$ [13]. В свою очередь симуляционная модель работает на основе тактов (процессорного времени), что в несколько раз превышает частоту дискретизации биоизмерительного комплекса. Для приведения к корректному результату работы симуляционной модели применялся метод сглаживания скользящей средней по 10 отсчетам. Результат такого сглаживания представлен на серии модельных выборок (рис. 4). Стоит отметить, что в последующих анализах применялись сглаженные выборки модельных данных.

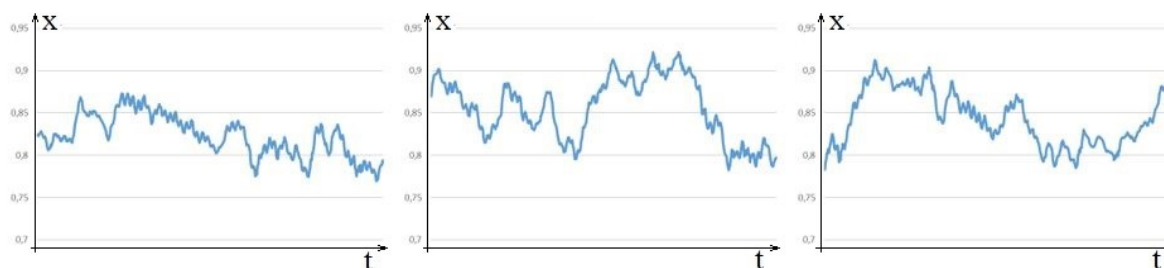


Рис. 4. Временные развертки сглаженных модельных выборок

Согласно тому, что уровень удержания позиции не может быть реализован в виде $x = \text{const}$ или в виде некоторой линейной функции $x = f(y)$, траектория уровня удержания конечности в пространстве для модельной выборки треморограмм принимает следующий вид (рис. 4В). Траектории разных сгенерированных выборок сравнивались между собой и было установлено, что статистически достоверно совпадают только $\approx 3\%$ из 105 сравниваемых пар. Следует отметить, что траектории сравнивались попарно на основе математической статистики (использовался критерий Вилкоксона, уровень значимости $p \geq 0,05$). Это означает, что только 3% пар статистически совпадают (их можно отнести к некоторой одной генеральной совокупности). Такое сравнение необходимо проводить для проверки эффективности работы модели, так как произвольное движение конечности человека является непрогнозируемым, то и модельные траектории статистически не должны повторяться (число совпадений $k_t \rightarrow \min$).

3. Сравнение экспериментальных и модельных данных методами математической статистики

Для проверки объективности полученных выборок на основе работы симуляционной модели проводились сравнения экспериментальных и модельных выборок методами математической статистики [10]. Ранее была установлена закономерность для экспериментальных выборок в некотором проявлении устойчивости числа пар совпадений. Здесь под словом «совпадения» понимается возможность отнесения сравниваемой пары к некоторой одной генеральной совокупности. Уровень совпадения для однородных экспериментальных выборок треморограмм всегда удерживается в районе $k \approx 12\%$ [2]. Соответственно для модельных выборок треморограмм также строились матрицы парных сравнений и установлено, что число совпадений находится на уровне $k \approx 12\%$ [10; 12]. Типовая матрица парных сравнений представлена в таблице 1, здесь число совпадений

$k = 13$. Парное сравнение выборок осуществлялось на основе критерия Вилкоксона (уровень значимости $p \geq 0,05$), то есть любая сравниваемая пара выборок, удовлетворяющая неравенству уровня значимости, «совпадает».

Таблица 1

Матрица парных сравнений модельных выборок треморограмм (использовался критерий Вилкоксона, критический уровень значимости $p \geq 0,05$, число «совпадений» $k = 13$)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1		,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00
2	,00		,95	,00	,04	,00	,80	,00	,00	,01	,00	,00	,95	,00	,00
3	,00	,95		,00	,00	,00	,19	,00	,00	,09	,00	,00	,82	,00	,00
4	,00	,00	,00		,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,12	,00	,04	,98
5	,00	,04	,00	,00		,00	,01	,00	,00	,01	,00	,00	,00	,00	,00
6	,00	,00	,00	,00	,00		,00	,00	,00	,00	,01	,00	,00	,00	,00
7	,00	,80	,19	,00	,01	,00		,00	,00	,19	,00	,00	,71	,00	,00
8	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00		,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00
9	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00		,00	,00	,00	,00	,00	,00
10	,00	,01	,09	,00	,01	,00	,19	,00	,00		,00	,00	,86	,00	,00
11	,00	,00	,00	,00	,00	,01	,00	,00	,00	,00		,00	,00	,00	,00
12	,00	,00	,00	,12	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00		,00	,84	,00
13	,00	,95	,82	,00	,00	,00	,71	,00	,00	,86	,00	,00		,00	,00
14	,00	,00	,00	,04	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,84	,00		,20
15	,00	,00	,00	,98	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,00	,20	

Так же строились матрицы парных сравнений для экспериментальных и модельных выборок. Как оказалось, математическая статистика не может установить достоверные различия между модельными и экспериментальными данными, так как в процентном эквиваленте число совпадений $k \approx 12 \%$. С одной стороны, это доказывает высокую точность работы симуляционной модели, с другой стороны, ограниченные возможности математической статистики. Результат построения одной из многих таких матриц парных сравнений экспериментальных и модельных данных $k = 30$.

4. Сравнение и анализ модельных и экспериментальных данных методами теории хаоса-самоорганизации

Определение понятия квазиаттрактора и способ расчета его параметров подробно представлен в журнале «Доклады академии наук» [8]. Ранее была доказана эффективность расчета параметров квазиаттракторов для экспериментальных выборок треморограмм в рамках теории хаоса-самоорганизации [13]. На основе расчетов параметров квазиаттракторов можно достоверно оценить различия между выборками, а также проверять выборки на однородность. Методика проверки выборок на однородность была представлена в статье [2] ранее. Следует отметить, что все выборки в рамках проведенного исследования были однородны. На рисунке 5А представлена фазовая плоскость выборки, полученной от испытуемого, где ось x_1 — значение треморограммы, а $x_2 = dx_1/dt$

— скорость изменения x_1 . На рисунке 5В представлен квазиаттрактор для модельной выборки, описывающей движение человека, полученной на симуляционной модели.

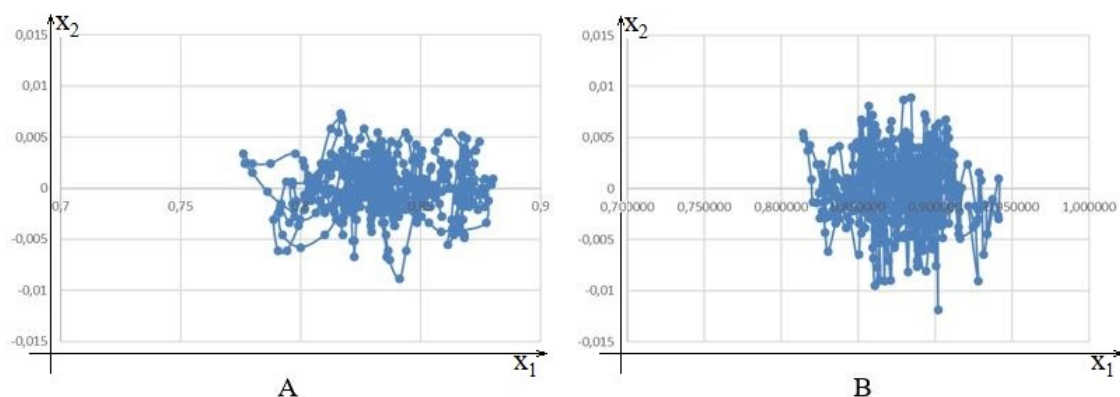


Рис. 5. Фазовые плоскости для треморограмм: А – реальная выборка; В – модельная выборка

На основании рисунка 5 можно сделать вывод, что фазовые траектории имеют схожую динамику. Визуальная оценка фазовых плоскостей, построенных на основе экспериментальных (рис. 5А) и модельных (рис. 5В) данных, позволяет сделать вывод, что модельные выборки максимально приближены к реальной динамике биомеханических систем организма человека.

В таблице 2 представлен сводный расчет площади S квазиаттракторов. Как и ожидалось, исходя из фазовых плоскостей площади квазиаттракторов имеют незначительные различия на основе критерия Вилкоксона. Математическая статистика не может установить достоверно значимые различия для выборок площади квазиаттракторов реальных и модельных данных. В таблице 2 представлены площади квазиаттракторов двух серий измерений по 15 выборкам для экспериментальных выборок (S_1^1, S_2^1) и для модельных выборок (S_1^2, S_2^2). При парном сравнении выборок на основе математической статистики было установлено, что уровень значимости $p_1 = 0,49$ и $p_2 = 0,19$ для пар $S_1^1 - S_1^2$ и $S_2^1 - S_2^2$ соответственно. Из представленных четырех наборов выборок квазиаттракторов можно составить еще две другие пары сравнения экспериментальных и модельных данных. Для пар $S_1^1 - S_2^2$ и $S_2^1 - S_1^2$ уровень значимости $p_3 = 0,39$ и $p_4 = 0,23$. На основе полученных результатов можно сделать вывод, что симуляционная модель достаточно точно способна моделировать произвольное движение конечности в пространстве.

Заключение

Был выявлен ряд проблем, для решения которых потребовалось создание симуляционной модели. В результате исследования установлено, что симуляционная модель на основе генератора случайных чисел (использовался вихрь Мерсенна) способна достаточно точно описывать динамику поведения параметров нервно-мышечной системы. На основе математической статистики и расчета параметров квазиаттракторов в рамках теории хаоса-самоорганизации продемонстрирована высокая эффективность работы симуляционной модели. Точность модели обеспечивает некоторая хаотическая динамика модели с механизмами хаотической саморегуляции. В математической форме симуляционной модели нет констант, что обеспечивает воспроизведение гипотезы Н.А. Бернштейн-

на «повторение без повторений», которая была доказана для экспериментальных данных. Для теоретической биофизики построенная симуляционная модель способна обеспечить понимание работы нервно-мышечной системы, а также, при некотором усложнении и расширении алгоритма, центральной нервной системы. С помощью данной модели открывается возможность изучать развитие паталогических процессов, что позволит усовершенствовать методы диагностирования заболеваний.

Таблица 2

Значение площадей квазиаттракторов для выборок треморограмм: экспериментальных (S^1) и модельных (S^2) данных

	S^1 , у.е.	S^2 , у.е.	S^1 , у.е.	S^2 , у.е.
1	9,82	11,76	18,78	10,97
2	18,77	13,82	8,37	14,29
3	8,37	8,70	10,09	10,03
4	7,32	12,29	7,41	11,04
5	5,45	10,60	8,38	13,77
6	18,29	14,99	6,45	13,07
7	8,38	12,00	11,64	12,84
8	9,38	8,98	13,78	10,15
9	4,99	13,48	10,88	13,98
10	11,64	9,89	10,33	15,10
11	6,11	12,67	17,20	9,86
12	20,70	12,92	8,90	12,48
13	17,20	12,27	5,40	12,18
14	10,88	10,00	8,06	15,54
15	10,33	13,93	12,96	13,01
$\langle S \rangle$	11,18	11,89	10,60	12,47
	уровень значимости $p_1 = 0,49$		уровень значимости $p_2 = 0,19$	

ПРИМЕЧАНИЕ

¹ Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ мол_а №18-37-00113.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бернштейн, Н. А. О построении движений / Н. А. Бернштейн. — М. : Медгиз, 1947. — 254 с.
 2. Горбунов, Д. В. Однородность и неоднородность параметров движений человека / Д. В. Горбунов // Сложность. Разум. Постнеклассика. — 2018. — № 4. — С. 68–75. — DOI: 10.12737/article_5c2201c82feb71.88457170.

3. Еськов, В. В. Гипотеза Н. А. Бернштейна и статистическая неустойчивость выборок параметров треморограмм / В. В. Еськов, В. М. Еськов, Ю. В. Вохмина // Вестник кибернетики. — 2018. — Т. 29, № 1. — С. 33–38.
4. Загrevский, В. И. Биофизика физических упражнений / В. И. Загrevский, О. И. Загrevский. — Томск : Издат. дом Том. гос. ун-та, 2018. — 262 с.
5. Капилевич, Л. В. Физиологические методы контроля в спорте / Л. В. Капилевич. — Томск : Изд-во Том. политехн. ун-та, 2009. — 518 с.
6. Модели биомеханики человека / П. И. Бегун, С. В. Воробьев, О. В. Кривохижина, Е. А. Лебедева. — СПб. : Изд-во СПбГЭТУ, 2016. — 195 с.
7. Моделирование эволюции патологических процессов при болезни Паркинсона / Ю. В. Добрынина, Д. Д. Даянова, А. С. Козлов, Б. К. Умаров // Вестник новых медицинских технологий. — 2015. — № 2. — С. 26–32. — DOI: 10.12737/11828.
8. Стохастическая неустойчивость в динамике поведения сложных гомеостатических систем / В. Б. Бетелин, В. М. Еськов, В. А. Галкин, Т. В. Гавриленко // Доклады академии наук. — 2017. — Т. 472, № 6. — С. 642–644. — DOI: 10.7868/S0869565217060044.
9. Ткаченко, Б. И. Нормальная физиология человека / Б. И. Ткаченко. — М. : Медиц, 2005. — 928 с.
10. Феномен статистической неустойчивости систем третьего типа — complexity / В. В. Еськов, Т. В. Гавриленко, В. М. Еськов, Ю. В. Вохмина // Журнал технической физики. — 2017. — Т. 87, № 11. — С. 1609–1614. — DOI: 10.21883/JTF.2017.11.45117.2158.
11. Филиппов, А. Ф. Дифференциальные уравнения с разрывной правой частью / А. Ф. Филиппов // Матем. сб. — 1960. — Т. 51 (93), № 1. — С. 99–128.
12. Формализация эффекта «повторение без повторения» Н.А. Бернштейна / В. М. Еськов, В. В. Еськов, Т. В. Гавриленко, Ю. В. Вохмина // Биофизика. — 2017. — Т. 62, № 1. — С. 168–176.
13. Хаотическая динамика параметров треморограмм в условиях стресс-воздействий / Л. К. Иляшенко, А. Е. Баженова, Д. К. Берестин, С. В. Григорьева // Российский журнал биомеханики. — 2018. — Т. 22, № 1. — С. 74–84. — DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2018.1.06.
14. Nishimura, T. Tables of 64-bit Mersenne twisters / T. Nishimura // ACM Transactions on Modeling and Computer Simulation (TOMACS). — 2000. — Vol. 10, № 4. — P. 234–357.

REFERENCES

1. Bernshteyn N.A. *O postroenii dvizheniy* [About Building Movements]. Moscow, Medgiz Publ., 1947. 254 p.
2. Gorbunov D.V. Odnorodnost i neodnorodnost parametrov dvizheniy cheloveka [Homogeneity and Heterogeneity of Human Movement Parameters]. *Slozhnost. Razum. Postneklassika* [Complexity. Mind. Postnonclassic], 2018, no. 4, pp. 68-75. DOI: 10.12737/article_5c2201c82feb71.88457170.
3. Eskov V.V., Eskov V.M., Vokhmina Yu.V. Gipoteza N. A. Bernshteyna i statisticheskaya neustoychivost vyborok parametrov tremorogramm [N.A. Bernstein Hypothesis and Statistical Samplings Instability of Tremorogram's Parameters]. *Vestnik kibernetiki* [Proceedings in Cybernetics], 2018, vol. 29, no. 1, pp. 33-38.
4. Zagrevskiy V.I., Zagrevskiy O.I. *Biofizika fizicheskikh uprazhneniy* [Exercise Biophysics]. Tomsk, Izdatelsky dom Tomskogo gosudarstvennogo universiteta, 2018. 262 p.
5. Kapilevich L.V. *Fiziologicheskie metody kontrolya v sporte* [Physiological Methods of Control in Sports]. Tomsk, Izd-vo Tomskogo politekhnicheskogo universiteta, 2009. 518 p.
6. Begun P.I., Vorobyev S.V., Krivokhizhina O.V., Lebedeva E.A. *Modeli biomekhaniki cheloveka* [Human Biomechanics Models]. Saint Petersburg, Izd-vo SPbGETU, 2016. 195 p.
7. Dobrynina Yu.V., Dayanova D.D., Kozlov A.S., Umarov B.K. Modelirovanie evolyutsii patologicheskikh protsessov pri bolezni Parkinsona [Simulation of the Evolution of Pathological Processes in Parkinson's Disease]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy* [Journal of New Medical Technologies], 2015, no. 2, pp. 26-32. DOI: 10.12737/11828.

8. Betelin V.B., Eskov V.M., Galkin V.A., Gavrilenko T.V. Stokhasticheskaya neustoychivost v dinamike povedeniya slozhnykh gomeostaticeskikh sistem [Stochastic Volatility in the Dynamics of Complex Homeostatic Systems]. *Doklady akademii nauk* [Doklady Mathematics], 2017, vol. 472, no. 6, pp. 642-644. DOI: 10.7868/S0869565217060044.

9. Tkachenko B.I. *Normalnaya fiziologiya cheloveka* [Normal Human Physiology]. Moscow, Medits Publ., 2005. 928 p.

10. Eskov V.V., Gavrilenko T.V., Eskov V.M., Vokhmina Yu.V. Fenomen statisticheskoy neustoychivosti sistem tretyego tipa — complexity [Phenomenon of Statistical Instability of the Third Type Systems --- Complexity]. *Zhurnal tekhnicheskoy fiziki* [Technical Physics], 2017, vol. 87, no. 11, pp. 1609-1614. DOI: 10.21883/JTF.2017.11.45117.2158.

11. Filippov A.F. Differentsialnye uravneniya s razryvnoy pravoy chastyu [Differential Equations with Discontinuous Right-Hand Side]. *Matem. sb.* [Sbornik: Mathematics], 1960, vol. 51 (93), no. 1, pp. 99-128.

12. Eskov V.M., Eskov V.V., Gavrilenko T.V., Vokhmina Yu.V. Formalizatsiya effekta «povtorenie bez povtoreniya» N.A. Bernshteyna [Formalization of the Effect of “Repetition Without Repetition” Discovered by N.A. Bernshtein]. *Biofizika* [Biophysics], 2017, vol. 62, no. 1, pp. 168-176.

13. Ilyashenko L.K., Bazhenova A.E., Berestin D.K., Grigoryeva S.V. Khaoticheskaya dinamika parametrov tremorogramm v usloviyakh stress-vozdeystviy [Chaotic Dynamics of Parameters of the Tremorgram at the Stress Impacts]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 2018, vol. 22, no. 1, pp. 74-84. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2018.1.06.

14. Nishimura T. Tables of 64-Bit Mersenne Twisters. *ACM Transactions on Modeling and Computer Simulation (TOMACS)*, 2000, vol. 10, no. 4, pp. 234-357.

SIMULATION OF HUMAN LIMB MOVEMENT

Dmitriy V. Gorbunov

Candidate for a Degree, Department of Automated Processing and Control Systems,
Surgut State University
gorbunov.dv@mail.ru
Energetikov St., 22, 628412 Surgut, Russian Federation

Abstract. Simulation of any processes is based on some laws that take place inside the simulated object and outside it (changing the environment in which the object is located). In the study of complex biosystems, the identification of patterns is complicated by the fact that such systems have a chaotic structure. In such systems, it is impossible to arbitrarily repeat the initial state x_i , any intermediate x_n and final x_k . Simulation of complex biosystems should be based on random patterns.

The created simulation model works based on the random number generation. There are no static values in the model. The inclusion of regulatory mechanisms of the model is based on the search of F-solutions. Chaotic dynamics of changes in the trajectory of a person's limb is established based on experimental data. In accordance with this, in the simulation model, the level of limb retention in space changes its direction by random images in real time. In the framework of the above patterns, a mathematical model of the interaction of muscle bundles was developed to solve the problem of holding the limb in space.

When analyzing the performance of the simulation model, the basis of the evaluation measure was taken. The results were obtained on the basis of

mathematical statistics and the calculation of the quasiattractor parameters in the framework of the theory of chaos and self-organization. As a result, the correspondence of experimental and model data was established. In the framework of mathematical statistics, when constructing matrices of paired comparisons for experimental data, the number of pairs of matches (the word “matches” refers to the possibility of assigning the compared pairs of samples to one general set) is $k = 11$ %. The same number of coincidence pairs in percentage terms was established when comparing model data and model with experimental data. In the framework of the theory of chaos and self-organization, the quasiattractor parameters coincide in their area and visual assessment of phase planes.

As a result of the research, high accuracy of the model is established, which is ensured by some chaotic dynamics of the model with chaotic self-regulation mechanisms. There are no constants in the mathematical form of the simulation model, which ensures the reproduction of N.A. Bernstein “repetition without repetition” hypothesis, which has been proven for experimental data. For theoretical biophysics, the constructed simulation model is able to provide understanding of the neuromuscular system functioning, as well as, with some complication and expansion of the algorithm, the central nervous system.

Key words: simulation model, biomechanical movements, tremor, quasi-attractor, F-solutions.