

УДК 531.395:615.477

Построение символьной модели походки для задач анализа, прогноза и синтеза управления

И.А. Мещихин, С.С. Гаврюшин

МГТУ им. Н.Э. Баумана

Construction of a symbolic gait model for tasks of analysis, prediction, and control synthesis

I.A. Meshchikhin, S.S. Gavryushin

Bauman Moscow State Technical University

Рассмотрена задача построения модели прогноза и управления процессом, основанном на данных телеметрии, применительно к классу бионических протезов, позволяющих подстраиваться под походку пациента за счет изменения момента сопротивления в коленном суставе. Приведены результаты применения марковской модели динамического процесса обработки телеметрических данных с использованием эвристически введенных индикаторных функций-состояний, общепризнанных при анализе биомеханики походки. Подход использует описание сложного динамического процесса в компактной и легко обучаемой форме, что позволяет реализовать адаптивные к пациенту системы управления протезом. Матричная форма модели, полученная на основе статистически обоснованной индивидуальной истории эксплуатации, позволяет реализовать предикативное управление протезом.

EDN: BBLUFO, <https://elibrary/bblufo>**Ключевые слова:** марковский процесс, походка, анализ данных, биомеханика, протезирование

This paper examines the problem of constructing a predictive and process control model based on telemetry data for a class of bionic prostheses that adapt to the patient's gait by varying the knee joint torque. The paper presents the results of applying a Markov model of the dynamic process of telemetry data processing, using heuristically introduced indicator functions-states, generally recognized in the analysis of gait biomechanics. The approach describes a complex dynamic process in a compact and easily trainable form, enabling the implementation of patient-adapted prosthesis control systems. The matrix form of the model, derived from a statistically substantiated individual operating history, enables predictive prosthesis control.

EDN: BBLUFO, <https://elibrary/bblufo>**Keywords:** Markov process, gait, data analysis, biomechanics, prosthetics

Разработка и совершенствование стохастических механических моделей приобретают все большее значение в современной механике. Стохастической является вся информация, известная об объекте исследования: геометрические размеры варьируются в пределах допусков, механические характеристики материалов

изменяются от партии к партии, случайную природу имеют нагружения и условия эксплуатации.

С позиции вероятностного подхода произвольную динамическую систему можно описать как эволюцию вероятностей над конечным пространством состояний, важным свойством

которой служит линейность. Двойственным к вероятностному подходу является детерминистический подход, который не использует вероятностных распределений и полагает, что система эволюционирует детерминировано. В первом подходе динамическую систему рассматривают через призму случайности, во втором — через призму детерминированной эволюции в абстрактном пространстве.

В основу детерминистического подхода Маркова положены сетка элементов-состояний и методы ее задания в многомерных пространствах признаков (лаговых или фазовых координат), причем качество аппроксимации тесно связано с тем, насколько выбранный базис функций отражает физику моделируемого процесса.

В протезной отрасли имеет место сочетание задач коллаборативной робототехники и стохастической природы условий эксплуатации. Протезирование конечностей является нарастающей медико-социальной задачей и представляет собой наукоемкий и высокотехнологический процесс, который в своем развитии следует за достижениями в области мехатроники и робототехники. Современные задачи, возникающие вследствие развития протезирования, формируют запрос на новый уровень технических решений.

Протезная отрасль крайне важна как прецедент для современного облика промышленности. Протез как изделие неотделим от услуги реабилитации и является элементом инфраструктуры ее оказания. Так как протез изделие коллаборативной робототехники, он может эксплуатироваться как в автономном режиме, так и в командном взаимодействии с челове-

ком. Желательно, чтобы система управления протезом имела возможности по адаптации как на основе данных его телеметрии, так и статистической информации о необходимых параметрах его функционирования. Например, параметров походки пациента для обеспечения экспертной коррекции реабилитолога в рамках концепций телемедицины и интернета вещей. Таким образом, путь эволюции бионических протезов можно рассматривать как пример для широкого класса индустрий будущего.

Цель работы — построение символьной модели походки, пригодной для задач анализа, прогноза и синтеза адаптивного управления бионическим протезом коленного сустава на основе телеметрических данных.

Аналитическая часть. Несмотря на нелинейный характер динамики (качественно походку можно описать как динамику двухзвенного маятника и переменной точки опоры: бедро в фазе переноса и голеностоп в фазе опоры), эволюция плотности вероятностей в фазовом пространстве линейна [1], что открывает путь к развитию инструментов модального анализа нелинейных систем.

Алгоритм работы протеза коленного модуля [2] часто формулируют в терминах машины состояний [3], элементы которой корреспондируют с интерпретацией походки как процесса чередования фаз. Фазы ходьбы показаны на рис. 1.

Коллаборативные условия работы протеза [4] формируют сложный вопрос: кто кем управляет — протез человеком или человек протезом. В реальности имеет место диалог двух агентов в системе человек — протез в рам-

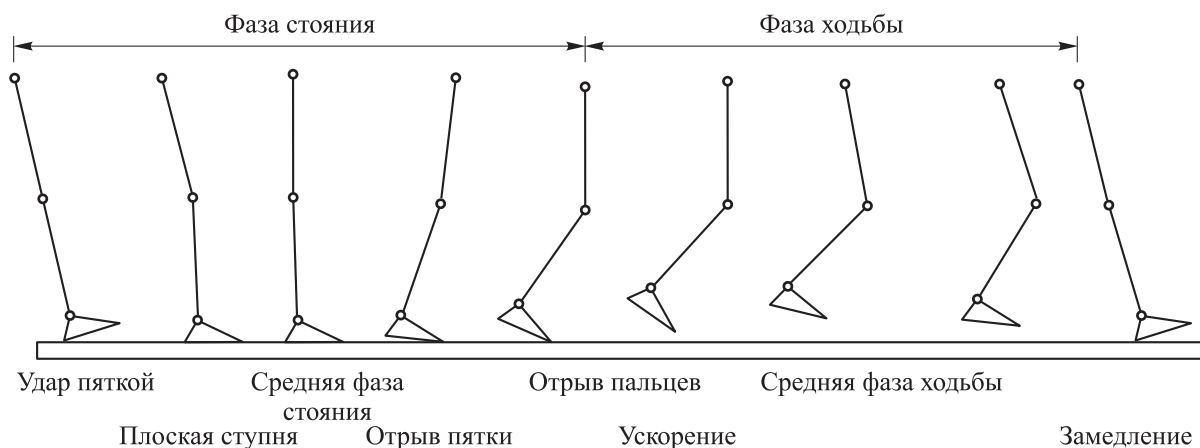


Рис. 1. Фазы ходьбы как знаковая система

Таблица 1

Фазы походки

Фаза	Символ	Десигнат	Эффект
Опора	Смена знака угловой скорости в коленном суставе	Удар пяткой	Поддержка при опоре
	Смена знака момента в сагиттальной плоскости	Отрыв пальцев	Снижение момента сопротивления
Перенос	Момент в сагиттальной плоскости	Сгибание	Адаптация к скорости
	Экстремум угловой скорости в коленном суставе	Разгибание	Демпфирование при разгибании

ках некоторой знаковой системы. В биомеханике принято выделять фазы (опора, перенос) и подфазы (сгибание, разгибание коленного сустава для фазы переноса и пяточный контакт, пережат, опора на носок для фазы опоры соответственно) [5], а динамику походки представлять как чередование фаз.

Учитывая быстроедействие органов управления, необходимо оперативно распознавать фазу движения на основе предиктивных признаков. Реализация фазы (десигната) имеет основное значение для системы управления. Согласно табл. 1, в фазе опоры система управления должна обеспечивать повышенное сопротивление в коленном суставе, а индикатором наступления этой фазы служит его разгибание.

Под символом понимают область в пространстве признаков, причем из события, в котором следует одинаковое значение, которое, будучи помещенным в контекст динамики взаимодействия (так называемого согласованного разговора) агентов (протеза и человека), реализует одинаковый ответ собеседника. Таким образом, при согласованности семиотических систем агентов существует разбиение пространства признаков, позволяющее представить их разговор в виде марковского процесса с дискретным временем [6].

Признаком, что в наблюдаемых данных содержится разговор (динамика над системой знаков), служит забывание информации о начальных условиях в пределах атласа некоторого разбиения. Действительно, вариативность в некотором интервале символа не меняет его значения, а значит, и реакцию на него.

Согласно работе [7], описание походки основано на вводе характерных точек процесса.

Например, закон изменения осевой силы описывается как чередование характерных точек Z_1, Z_2, Z_3 . Квантование их значений и временных характеристик позволяет реализовать переход от данных к фактам и далее текстуальному описанию и от текста высказываний экспертов к суждению на уровне системы управления протезом.

В реальной системе признаки, в пространстве которых происходит разговор, могут быть перемешаны с признаками с непрерывной зависимостью от начальных параметров (обыкновенных дифференциальных уравнений) [8]. Цель алгоритма заключается [9] в обеспечении комфорта и безопасности — подкосоустойчивости, под которой понимают свойство протеза нижней конечности не допускать его непроизвольного сгибания в коленном узле при опоре пациента на протез.

Категория комфорта достаточно сложно формализуема, однако известны следующие ее интерпретации:

- близость к анатомической норме (обобщенной либо индивидуальной);
- субъективное ощущение пользователя;
- минимум энергозатрат;
- минимум компенсаторных движений;
- семантическая согласованность знаковых систем [10] протеза и человека.

Эвристическая модель походки. Одной из эвристик, встроенной в операторы вида $X(t + \Delta) = A(X(t))$ является постоянство лага по времени Δ , где X — вектор данных телеметрии (углы, угловые скорости и пр.); t — время; A — оператор динамической системы. В системах с периодической Δ динамикой опе-

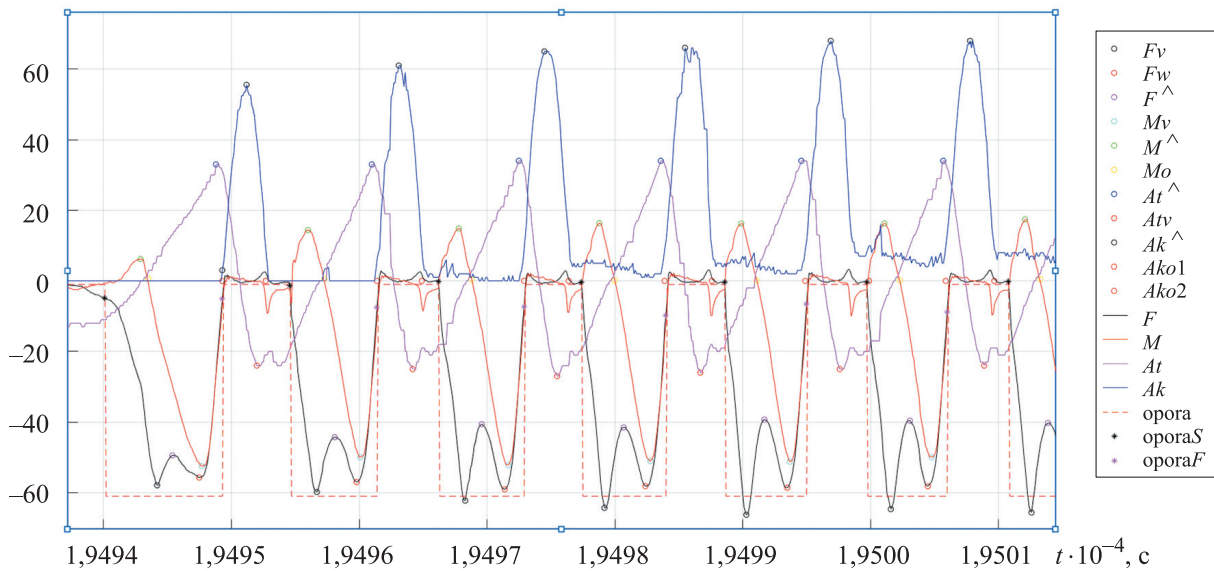


Рис. 2. Паттерн походки в характерных точках

раторы A описываются сравнительно просто. В других системах для надлежащей по точности аппроксимации приходится жертвовать размерностью пространства признаков. Альтернативным подходом являются полумарковские процессы [11], для которых время перехода между состояниями задано распределением. В качестве частного случая полумарковского процесса можно выделить случай, когда время перехода является такой же характеристикой состояния, что и координата перехода [12].

На рис. 2 приведены записи для осевой силы F (кг), момента в сагитальной плоскости M (Н·м), углов в коленном Ak (град) и тазобедренном At/h (град) суставах с размеченными характерными точками. События $oporaS$, $oporaF$ помечают начало и конец фазы опоры, индикация которой обозначена как $opora$.

Для описания данного паттерна удобно воспользоваться схемой, где характерные точки процесса обозначены элементами алфавита (рис. 3) [13]. Амплитуда и время каждого со-

стояния квантуются индексом класса, относительно центра которого в пространстве (время/значение) вводятся три интервала по времени (квантиль 30, 70).

Тогда динамику процесса можно представить как эволюцию вероятности [16] реализации события из алфавита $\{S, G, T, C, U\}$, например $\{(F, M, At, Ak), (o, ^, v, w), (+o-), \#, (+o-)\}$. Здесь S — индекс канала (сила, момент, углы); G — тип события (пересечение нуля, максимум, минимум, второй минимум и пр.); T — время относительно нормы (позже, вовремя, раньше); C — номер класса (I — походка, II — спуск по лестнице, III — стояние, IV — приседание, V — сидение, VI — подъем по лестнице); U — амплитуда относительно нормы.

Условные вероятности перехода между событиями можно описывать цепью Маркова [14]. В общем случае число состояний [15], необходимых для однозначного описания динамического процесса цепью Маркова, равно размерности динамической системы [16], иначе отсутствие однозначности может трактоваться как случайность.

Для простоты наглядности под прошлым состоянием будем понимать состояние в прошлый первый момент времени.

Возможны следующие состояния (указанные в порядке следования):

- для силы F при походке ($C = I$):
- $Go1$ — инициация фазы опоры;
- Gv — первый минимум;
- $G^$ — обезвешивание в фазе опоры;
- Gw — второй минимум;

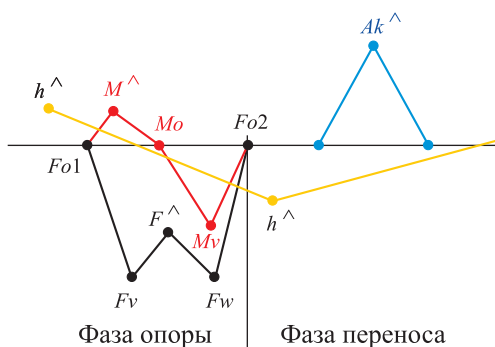


Рис. 3. Схема походки

- $Go2$ — инициация фазы переноса.
- для момента M :
 - $G^{\wedge}$ — опора на пятку;
 - Go — пережат;
 - v — опора на носок;
- для угла в тазобедренном суставе h :
 - $G^{\wedge}$ — максимум;
 - Gv — минимум;
- для угла в коленном суставе Ak :
 - $Go1$ — начало роста угла;
 - $G^{\wedge}$ — максимум;
 - $Go2$ — конец разгибания.

Схожая интерпретация процесса походки использована и других работах. Так, в монографии [17] закон эволюции осевой силы описан как чередование характерных точек Z_1 – Z_3 , причем $Z_1 = Fv$, $Z_2 = F^{\wedge}$, $Z_3 = Fw$, как показано на рис. 4. Здесь t_{OP} — время, соответствующее отрыву пятки.

В монографии [17] закон изменения осевой силы описан с использованием следующей терминологии: «Первый максимум приходится на интервал 13–14 % цикла шага (ЦШ), второй — на 46–47 % ЦШ. Оба максимума имеют в среднем величину, равную 110–113 % веса тела обследуемого, т. е. превышают его реальный вес.»

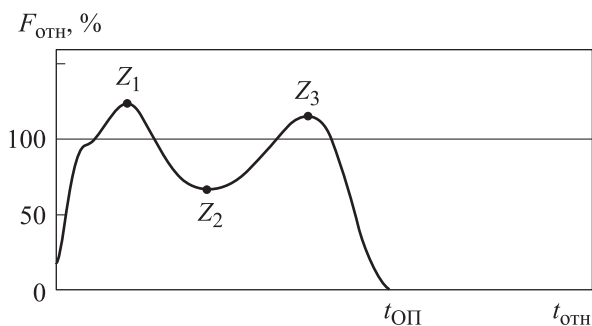


Рис. 4. Зависимость отношения осевой силы к весу $F_{отн}$ от относительного времени в цикле шага $t_{отн}$

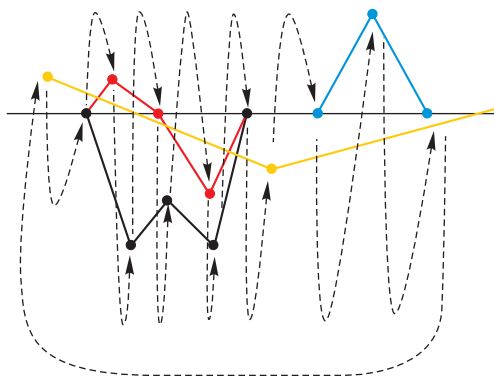


Рис. 5. Граф переходов

Таблица 2

Орфография языка походки

P	Субъект					Предикат				
	S	G	T	C	U	S	G	T	C	U
0,52	F	v	o	I	o	F	^	o	I	o
0,43	F	v	-	I	+	F	^	-	I	-
0,41	M	^	-	I	o	F	^	+	I	-
0,40	F	v	o	I	+	F	^	o	I	-
0,39	F	v	-	I	+	F	^	+	I	-
0,39	M	^	+	I	o	F	^	+	I	o
0,37	M	v	-	I	+	h	^	o	I	+
0,37	M	^	-	I	o	F	^	-	I	o
0,36	M	v	+	I	-	h	^	-	I	-

Чтобы использовать данное высказывание, необходимо привести и его, и данные телеметрии протеза к единому языку [18]. Данные телеметрии можно представить в форме графа, как показано на рис. 5.

В качестве исходных данных использована объединенная запись данных телеметрии размером 11 млн записей (по десяти пациентам с односторонней ампутацией выше колена), что соответствует 30 ч активных движений. Анализ полученной марковской матрицы позволил выявить [19] наиболее характерные правила так называемой орфографии языка походки, некоторые из которых приведены в табл. 2.

Также можно рассматривать динамику на проекциях такого алфавита на $\{S, G\}$, например, ввести девять основных состояний: $k^{\wedge}$, hv , $M^{\wedge}$, $F^{\wedge}$, Mo , Fv , Fw , Mv , $h^{\wedge}$. Тогда марковскую матрицу перехода между этими состояниями можно представить орграфом [20], наиболее вероятный маршрут на котором показан на рис. 6.

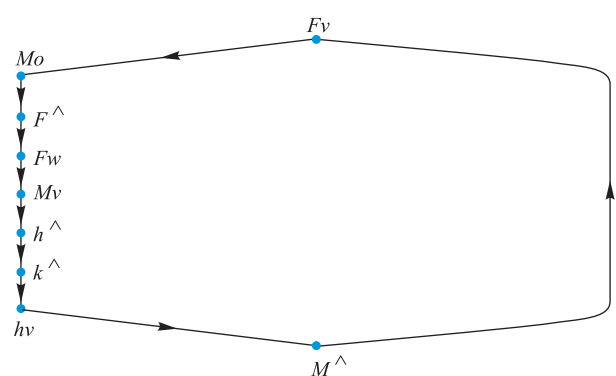


Рис. 6. Граф переходов (наиболее вероятный)

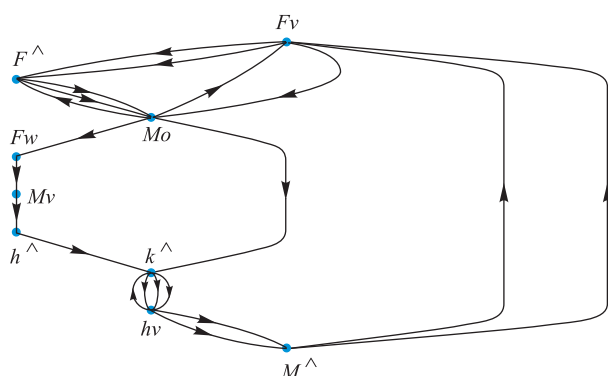


Рис. 7. Граф всех переходов

Вариативность походки при такой записи выражается в вероятности перестановки событий: максимум момента $M^{\wedge}$ обычно предшествует первому минимуму осевой силы F_v , но вариативность рельефа и неуверенность походки могут поменять местами эти события. Тогда важно выделить события, связанные между собой ($F_w|M_v$, $M_v|h^{\wedge}$, $h_v|k^{\wedge}$), а также событие Mo , после которого с наибольшей вероятностью наступает F_v .

Множество всех переходов показано на рис. 7.

Пусть система характеризуется последовательностью из четырнадцати событий $\{S, G\}$, например $\{(F, M, At, Ak, wk, ak, u), (o+, o-, ^{\wedge}, v, w)\}$, где S — индекс канала (сила, момент, углы, угловые скорости и ускорения); G — тип события в течение шага (пересечение нуля с положительной производной, пересечение нуля с отрицательной производной, максимум, минимум, второй минимум и пр.). Каждое событие определяется вектором барицентрических координат над симплексом в пространстве (t, a) с центром в математическом ожидании и вершинами, отдаленными от центра на величину среднеквадратичного ожидания, где t — время которое прошло от инициации фазы опоры; a — амплитуда события.

Тогда полный вектор состояний X насчитывает 14×3 состояний. Уравнение движения от события к событию описывается дискретной динамической системой

$$X_{k+1} = AX_k,$$

где A — матрица коэффициентов, найденная методом наименьших квадратов путем анализа данных телеметрии походки; k — количество событий с начала симуляции.

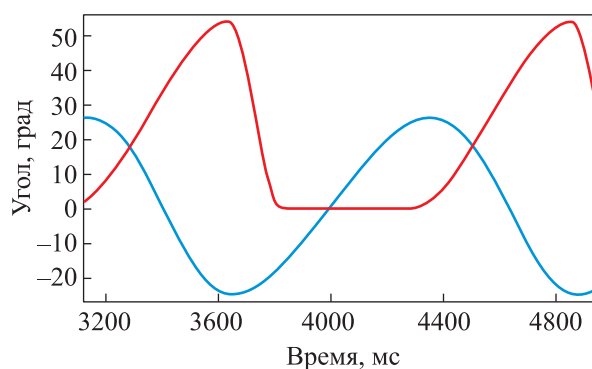


Рис. 8. Зависимости углов в тазобедренном (—) и коленном (—) суставах от времени

Результат прогноза данных телеметрии — углов в тазобедренном и коленном суставах — приведен на рис. 8.

Подобный анализ позволяет перейти от данных к фактам, а от фактов к суждениям, семантически близким к таковым на естественном языке. Явное определение признаков дает возможность реализовать систему, обучаемую непосредственно в процессе эксплуатации изделия. Наличие статистически обоснованных ожиданий у системы управления позволит использовать предикативное управление там, где это возможно, и избежать ошибочных действий в условиях высокой вариативности данных.

Выводы

1. Для анализа процесса походки использованы детерминистический подход и ее описание в форме последовательности фаз, характерных точек, которые кодируют элементы формы сигналов сил, моментов, углов и угловых скоростей. Рассмотрение походки как марковского процесса с помощью алфавита состояний позволило в компактной форме описать сложный динамический процесс и определить характерные паттерны динамической системы.

2. Предложена модель прогнозирования и управления процессом, основанная на данных телеметрии, применительно к корпоративному протезу коленного сустава, позволяющих подстраиваться под походку пациента за счет изменения момента сопротивления в этом суставе.

3. Выявлены правила переходов между состояниями, которые можно применять для прогноза аномалий, генерации рекомендаций реабилитологам и коррекции параметров протеза.

Литература

- [1] Meshchikhin I.A., Minkov S.S., Lichkunov A.A. *The Markov model of a dynamic system based on experimental data for control problems of bionic prostheses*. arXiv: 2204.08429, doi: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2204.08429>
- [2] Meshchikhin I.A., Gavriushin S.S. The application of elements of information theory to the problem of rational choice of measuring instruments. In: *Advances in artificial systems for medicine and education II*. Springer, 2018, pp. 705–712, doi: https://doi.org/10.1007/978-3-030-12082-5_64
- [3] Кудрявцев В.Б., Алешин С.В., Подколзин А.С. *Введение в теорию автоматов*. Москва, Наука, 1985. 320 с.
- [4] Акимов О.Е. *Дискретная математика: логика, группы, графы*. Москва, Лаборатория базовых знаний, 2001. 376 с.
- [5] Витензон А.С., Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*, 2008, № 4, с. 92–93.
- [6] Richey M. The evolution of Markov chain Monte Carlo methods. *Amer. Math. Monthly*, 2010, vol. 117, no. 5, pp. 383–413, doi: <https://doi.org/10.4169/000298910X485923>
- [7] Pitkin M.R. Biomechanics of lower limb prosthetics. *Springer*, 2010. 141 p.
- [8] Jin Y., Hou L., Zhong S. Extended dynamic mode decomposition with invertible dictionary learning. *Neural Netw.*, 2024, vol. 173, art. 106177, doi: <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2024.106177>
- [9] Скворцов Д.В. Концепция анализа патологической походки. *Российский журнал биомеханики*, 1999, т. 3, № 2, с. 104–105.
- [10] Tagawa Y., Yamashita T. Analysis of human abnormal walking using zero moment joint: required compensatory actions. *J. Biomech.*, 2001, vol. 34, no. 6, pp. 783–790, doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00216-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00216-5)
- [11] Альпин Ю.А., Альпина В.С. Теорема Перрона–Фробениуса: доказательство с помощью цепей Маркова. *Записки научных семинаров ПОМИ*, 2008, т. 359, с. 5–16.
- [12] Suzuki Y., Togame K., Nakamura A. et al. A Markov chain approximation of switched Fokker–Planck equations for a model of on–off intermittency in the postural control during quiet standing. *Commun. Nonlinear Sci. Numer. Simul.*, 2023, vol. 126, art. 107488, doi: <https://doi.org/10.1016/j.cnsns.2023.107488>
- [13] Klus S., Koltai P., Schütte C. *On the numerical approximation of the Perron-Frobenius and Koopman operator*. arXiv:1512.05997, doi: <https://doi.org/10.3934/jcd.2016003>
- [14] Ревюз Д. *Цени Маркова*. Москва, РФФИ, 1997. 431 с.
- [15] Champion K. et al. Data-driven discovery of coordinates and governing equations. *PNAS*, 2019, vol. 116, no. 45, pp. 22445–22451, doi: <https://doi.org/10.1073/pnas.1906995116>
- [16] Williams M.O., Kevrekidis I.G., Rowley C.W. A data-driven approximation of the Koopman operator: extending dynamic mode decomposition. *J. Nonlinear Sci.*, 2015, vol. 25, no. 6, pp. 1307–1346, doi: <https://doi.org/10.1007/s00332-015-9258-5>
- [17] Иванова Г.Е., Скворцов Д.В. Объективный клинический анализ походки. *Обзор. Вестник восстановительной медицины*, 2015, № 4, с. 59–66.
- [18] Осипов Г.С., Панов А.И. Отношения и операции в знаковой картине мира субъекта поведения. *Искусственный интеллект и принятие решений*, 2017, № 4, с. 5–22.
- [19] Romeo L. *Applied machine learning for health informatics: human motion analysis and affective computing application*. PhD Thesis. Universita Politecnica Delle Marche, 2018. 146 p.
- [20] Никульчев Е.В. Геометрический метод реконструкции систем по экспериментальным данным. *Письма в ЖТФ*, 2007, т. 33, № 6, с. 83–89.

References

- [1] Meshchikhin I.A., Minkov S.S., Lichkunov A.A. *The Markov model of a dynamic system based on experimental data for control problems of bionic prostheses*. arXiv: 2204.08429, doi: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2204.08429>

- [2] Meshchikhin I.A., Gavriushin S.S. The application of elements of information theory to the problem of rational choice of measuring instruments. In: Advances in artificial systems for medicine and education II. Springer, 2018, pp. 705–712, doi: https://doi.org/10.1007/978-3-030-12082-5_64
- [3] Kudryavtsev V.B., Aleshin S.V., Podkolzin A.S. *Vvedenie v teoriyu avtomatov* [Introduction to automata theory.]. Moscow, Nauka Publ., 1985. 320 p. (In Russ.).
- [4] Akimov O.E. *Diskretnaya matematika: logika, gruppy, grafy* [Discrete mathematics: logic, groups, graphs]. Moscow, Laboratoriya bazovykh znaniy Publ., 2001. 376 p. (In Russ.).
- [5] Vitenzon A.S., Skvortsov D.V. Diagnosis of mobility pathology using instrumental testing: gait analysis and stabilometry. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova* [N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics], 2008, no. 4, pp. 92–93. (In Russ.).
- [6] Richey M. The evolution of Markov chain Monte Carlo methods. *Amer. Math. Monthly*, 2010, vol. 117, no. 5, pp. 383–413, doi: <https://doi.org/10.4169/000298910X485923>
- [7] Pitkin M.R. Biomechanics of lower limb prosthetics. Springer, 2010. 141 p.
- [8] Jin Y., Hou L., Zhong S. Extended dynamic mode decomposition with invertible dictionary learning. *Neural Netw.*, 2024, vol. 173, art. 106177, doi: <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2024.106177>
- [9] Skvortsov D.V. Concept of pathological gait analysis. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 1999, vol. 3, no. 2, pp. 104–105. (In Russ.).
- [10] Tagawa Y., Yamashita T. Analysis of human abnormal walking using zero moment joint: required compensatory actions. *J. Biomech.*, 2001, vol. 34, no. 6, pp. 783–790, doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00216-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00216-5)
- [11] Alpin Yu.A., Alpina V.S. The Perron–Frobenius theorem – a proof with the use of Markov chains. *Zapiski nauchnykh seminarov POMI*, 2008, vol. 359, pp. 5–16. (In Russ.). (Eng. version: *J. Math. Sci.*, 2009, vol. 157, no. 5, pp. 675–680, doi: <https://doi.org/10.1007/s10958-009-9347-9>)
- [12] Suzuki Y., Togame K., Nakamura A. et al. A Markov chain approximation of switched Fokker–Planck equations for a model of on–off intermittency in the postural control during quiet standing. *Commun. Nonlinear Sci. Numer. Simul.*, 2023, vol. 126, art. 107488, doi: <https://doi.org/10.1016/j.cnsns.2023.107488>
- [13] Klus S., Koltai P., Schütte C. *On the numerical approximation of the Perron-Frobenius and Koopman operator*. arXiv:1512.05997, doi: <https://doi.org/10.3934/jcd.2016003>
- [14] Revuz D. *Markov processes*. Elsevier, 1975. 336 p. (Russ. ed.: *Tsepi Markova*. Moscow, RFFI Publ., 1997. 431 p.)
- [15] Champion K. et al. Data-driven discovery of coordinates and governing equations. *PNAS*, 2019, vol. 116, no. 45, pp. 22445–22451, doi: <https://doi.org/10.1073/pnas.1906995116>
- [16] Williams M.O., Kevrekidis I.G., Rowley C.W. A data-driven approximation of the Koopman operator: extending dynamic mode decomposition. *J. Nonlinear Sci.*, 2015, vol. 25, no. 6, pp. 1307–1346, doi: <https://doi.org/10.1007/s00332-015-9258-5>
- [17] Ivanova G.E., Skvortsov D.V. An objective clinical gait analysis a survey. Overview. *Vestnik vosstanovitel'noy meditsiny* [Bulletin of Rehabilitation Medicine], 2015, no. 4, pp. 59–66. (In Russ.).
- [18] Osipov G.S., Panov A.I. Relationships and operations in agent's sign-based model of the world. *Iskusstvennyy intellekt i prinyatie resheniy* [Artificial Intelligence and Decision Making], 2017, no. 4, pp. 5–22. (In Russ.).
- [19] Romeo L. *Applied machine learning for health informatics: human motion analysis and affective computing application*. PhD Thesis. Universita Politecnica Delle Marche, 2018. 146 p.
- [20] Nikulchev E.V. Geometric method of reconstructing systems from experimental data. *Pisma v ZhTF*, 2007, vol. 33, no. 6, pp. 83–89. (In Russ.). (*Tech. Phys. Lett.*, 2007, vol. 33, no. 3, pp. 267–269, doi: <https://doi.org/10.1134/S1063785007030248>)

Информация об авторах

МЕЩИХИН Илья Александрович — старший преподаватель кафедры «Компьютерные системы автоматизации производства». МГТУ им. Н.Э. Баумана (105005, Москва, Российская Федерация, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, e-mail: meshihin@bmstu.ru).

ГАВРЮШИН Сергей Сергеевич — заслуженный деятель науки РФ, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Компьютерные системы автоматизации производства». МГТУ им. Н.Э. Баумана (105005, Москва, Российская Федерация, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, e-mail: gss@bmstu.ru).

Information about the authors

MESHCHIKHIN Ilya Aleksandrovich — Senior Lecturer, Department of Computer Systems for Industrial Automation. Bauman Moscow State Technical University (105005, Moscow, Russian Federation, 2nd Baumanskaya St., Bldg. 5, Block 1, e-mail: meshihin@bmstu.ru).

GAVRYUSHIN Sergey Sergeevich — Honored Scientist of the Russian Federation, Doctor of Science (Eng.), Professor, Head of the Department of Computer Systems for Industrial Automation. Bauman Moscow State Technical University (105005, Moscow, Russian Federation, 2nd Baumanskaya St., Bldg. 5, Block 1, e-mail: gss@bmstu.ru).

Просьба ссылаться на эту статью следующим образом:

Мещихин И.А., Гаврюшин С.С. Построение символьной модели походки для задач анализа, прогноза и синтеза управления. *Известия высших учебных заведений. Машиностроение*, 2026, № 4, с. 11–19.

Please cite this article in English as:

Meshchikhin I.A., Gavryushin S.S. Construction of a symbolic gait model for tasks of analysis, prediction, and control synthesis. *BMSTU Journal of Mechanical Engineering*, 2026, no. 4, pp. 11–19.



Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана
предлагает читателям монографию

«Технологии высокопроизводительных интеллектуальных систем мультимодальной аналитической обработки разнородных данных»

Авторы: А. Н. Алфимцев, Д. В. Березкин и др.

Представлены результаты исследований развития аппаратных и программных средств для создания высокопроизводительных интеллектуальных систем. Описаны перспективные технологии искусственного интеллекта, способные обрабатывать графы знаний, имеющие более совершенные аналитические возможности, приближенные к деятельности человека, в частности искусственные нейро-, синергетические и семантические сети. Рассмотрены методы эмерджентной самоорганизации мультиагентных систем. Проанализированы возможности применения технологий искусственного интеллекта для обеспечения безопасности авиаполетов.

Для профессорско-преподавательского состава вузов, научно-педагогических работников и исследователей цифровых технологий и искусственного интеллекта.

По вопросам приобретения обращайтесь:

105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1.
Тел.: +7 499 263-60-45, факс: +7 499 261-45-97;
press@bmstu.ru; <https://press.bmstu.ru>