

## МОДЕЛИРОВАНИЕ И ПРОГНОЗ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА МАРКОВСКИМИ МОДЕЛЯМИ

Базенков Н. И.<sup>1</sup>

(ФГБУН Институт проблем управления  
им. В.А. Трапезникова РАН, Москва)

Летягин С. А.<sup>2</sup>

(Московский государственный технический университет  
имени Н. Э. Баумана, Москва)

*Люди с ампутацией нижних конечностей испытывают снижение качества жизни. В неповрежденном человеческом теле мышцы ног сокращаются во время ходьбы, чтобы добавить механическую энергию; однако традиционные пассивные протезы не способны «предоставить» эту энергию и впоследствии не могут восстановить естественные функции мышц, утраченные во время ампутации. Это делает особенно трудными более сложные виды деятельности, такие как подъем по лестнице и пандусам, бег или приседания. Бионические протезы – это искусственные аналоги утраченных конечностей, по функциям максимально приближенные к действиям, которые человек привык совершать в обычной жизни. У людей с ампутациями нижних конечностей бионические протезы могут увеличить скорость ходьбы и снизить потребление энергии, частоту падений и развитие вторичных осложнений. В данной работе представлен анализ построения марковской модели различных движений человека на бионическом протезе ноги, а также анализ прогноза движения с использованием полученной модели. К преимуществам марковской модели можно отнести простоту построения, легкую интерпретируемость коэффициентов ее матрицы и обширную методическую базу по ее анализу. В работе были использованы данные о динамике состояния протеза, полученные при натурных экспериментах.*

Ключевые слова: цепь Маркова, бионический протез, прогноз, биомеханика.

### 1. Введение

Моделирование движений человека нашло свое применение в различных областях физиологии, биомеханики, робототехники и медицины. Так, например, с появлением бионических протезов

---

<sup>1</sup> Николай Ильич Базенков, к.т.н. (n.bazenkov@yandex.ru).

<sup>2</sup> Степан Алексеевич Летягин, студент (stepanletyagin@gmail.com).

приобрела свою актуальность задача прогноза движений пользователя и распознавания моментов изменения типа движения. Бионический протез ноги отличается от пассивного протеза тем, что активно управляет своими параметрами, имитируя поведение реального коленного сустава и стопы. Прогноз движений человека может быть основан на известных о конкретном двигательном действии теоретических положениях или на результатах экспериментальных исследований. При построении биомеханической модели должно быть использовано максимально возможное число параметров. Однако в таком случае модель вызовет затруднения в ее восприятии и интерпретируемости для экспертной коррекции. Поэтому построение структурной модели локомоций человека не рационально, следовательно, возникает необходимость в ее упрощении с сохранением ее основных параметров.

Новейшие бионические протезы нижних конечностей способны приводить в действие коленные и голеностопные суставы, позволяя ампутированным конечностям выполнять усложненные передвижения, такие как подъем по ступенькам и ходьба по наклонным поверхностям. Для комфортного использования такого протеза человеком необходимо автоматизировать процесс ходьбы и распознавания типа передвижения. В работе описываются методы построения марковской модели различных движений человека для протеза нижних конечностей, обеспечивающей естественность ходьбы за счет прогноза на один шаг вперед. Такой подход позволит полностью автоматизировать процесс передвижения при использовании бионического протеза.

## **2. Прогноз состояния динамической системы цепью Маркова**

### **2.1. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ**

Пусть имеется множество данных о динамике состояния протеза  $D = (S_1, S_2, \dots, S_n)$ , состоящее из набора значений различных параметров в зависимости от типа движения человека. Каждый набор параметров содержит  $K = (k_1, k_2, \dots, k_n)$  временных серий, которые состоят из  $n_k$  меток времени  $T = (t_1, t_2, \dots, t_{n_k})$  и значения переменных  $x(t_{n_k}) = (x(t_1), x(t_2), \dots, x(t_{n_k})) \in \mathbb{R}^m$ .

В рассматриваемой задаче прогноза состояния динамической системы в качестве множества  $D$  выступает набор данных, полученных при натуральных экспериментах для 14 типов движения (таблица 1).

Таблица 1. Типы движения

Тип движения	Количество значений
Ходьба	29096
Спуск по лестнице	17593
Стояние	8300
Приседание	10414
Сидение	4935
Подъем по лестнице	4330
Пандус	9431
Крутой пандус	7071
Медленная ходьба	4368
Быстрая ходьба	26241
Ходьба случайная	5643
Ходьба случайная на дорожке	7953
Ходьба на шарах	3330
Перешагивание	91

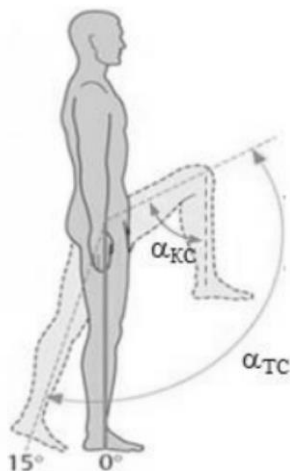


Рис. 1. Параметры движения человека: угол (в градусах) в коленном и тазобедренном суставе

Здесь  $S_i$  – тип движения человека,  $x(t_{n_k}) \in \mathbb{R}^2$  – вектор параметров, содержащий значения углов (в градусах) в коленном и тазобедренном суставе в каждый момент времени (в секундах)  $t_{n_k}$ . Углы показаны на рис. 1.

Таким образом, для данного значения  $x(t_{n_k})$  требуется определить следующее значение  $x(t_{n_k} + 1)$ .

### 3. Построение марковской цепи

Для построения марковской цепи необходимо определенным образом поделить все пространство состояний на непересекающиеся гиперкубы. В данной работе марковская цепь составляется по двум параметрам, т.е. все пространство будет состоять из квадратов. Под состоянием будем понимать какой-либо квадрат из всего разбиения сетки.

#### 3.1. ВЫБОР РАЗМЕРА СЕТКИ И РАЗБИЕНИЕ ПРОСТРАНСТВА СОСТОЯНИЙ

Для каждой переменной из  $x(t) \in \mathbb{R}^n$  задаем желаемое количество сегментов для каждой переменной:  $m_1, m_2, \dots, m_n$ , а также максимальные и минимальные значения  $x_{min}^i, x_{max}^i$ . Всего получится  $M = m_1 \cdot m_2 \cdot \dots \cdot m_n$  состояний, каждая граница которых вычисляется как

$$(1) \Delta_i = \frac{x_{min}^i - x_{max}^i}{m_i}.$$

Зададим множество центров каждого состояния:  $X = (X_1, X_2, \dots, X_M)$ , а все области пространства, соответствующие каждому состоянию, обозначим через множество  $U = (U_1, U_2, \dots, U_M)$ .

Следует обратить внимание на то, что размер разбиения пространства на состояния будет влиять на качество прогноза.

#### 3.2. ОЦЕНКА ВЕРОЯТНОСТЕЙ ПЕРЕХОДОВ

Чтобы оценить вероятность перехода из одного состояния в другое, вычисляется матрица переходов  $P_{ij}$  размерности  $M \times M$ .

Каждый элемент матрицы  $P_{ij}$ ,  $i, j$  – номера состояний, рассчитывается по формуле  $\frac{F_{ij}}{F_i}$ , где  $F_{ij} = \{x(t+1) \in U_j, x(t) \in U_i\}$  – количество переходов из состояния  $i$  в состояние  $j$ ;  $F_i$  – общее число переходов из состояния  $U_i$  за все время измерений.

Для вычисления матрицы  $P$  находится матрица частот переходов  $F$  размерности  $M \times M$ . Каждый элемент матрицы  $F$  соответствует количеству переходов из состояния  $i$  в состояние  $j$ . Затем каждый элемент строки матрицы  $F$  делится на ее сумму:

$$(2) P_{ij} = \frac{F_{ij}}{\sum_{i=1}^M F_i}.$$

### 3.3. ПРОГНОЗ

Следующим этапом требуется выполнить прогноз, т.е. для данного начального значения  $x(t)$  найти  $x(t+1)$ . В данной работе прогноз выполняется на один шаг вперед:

$$(3) x(t + 1) = \sum_{i=1}^{n_k \cdot K_i} P_i(t) \sum_{i=1}^M P_{ij} \cdot X_j,$$

$$\text{где } P_i(t) = \begin{cases} P_i(t) = 1, \in U_i \\ P_i(t) = 0, \notin U_i \end{cases}$$

### 3.4. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

Все расчеты были проведены в среде MATLAB для 14 типов движения: ходьба, спуск по лестнице, подъем по лестнице, стояние, приседание, сидения, пандус, крутой пандус, медленная ходьба, быстрая ходьба, случайная ходьба, случайная ходьба на дорожке, ходьба на шарах, перешагивание. В таблицах 2 и 3 приведены значения среднеквадратичной ошибки (STD), максимальной ошибки (MAX) и средней абсолютной ошибки (MAE). Графики истинных и прогнозных значений показаны на рис. 2-5.

Количество сегментов каждой из двух переменных вектора  $x(t) \in \mathbb{R}^2$  выбиралось из промежутка от 75 до 125 с целью обеспечения наилучшей точности прогноза. По величине максимального отклонения по модулю можно сделать вывод, что при большем разбиении качество прогноза увеличивается.

Так, например, алгоритм прогноза для типа движения «Быстрая ходьба» выполнен с большими отклонениями, что видно на графиках изменения угла в коленном и тазобедренном суставе.

Такая погрешность связана с ошибкой работы алгоритма: при недостаточно точном разбиении для данного параметра  $x(t)$  не удастся найти следующий за ним  $x(t+1)$ , иными словами, не удастся найти новое состояние, которому принадлежит значение параметра  $x(t+1)$ . Об этом свидетельствует большое значение ошибки максимального отклонения по модулю (MAX).

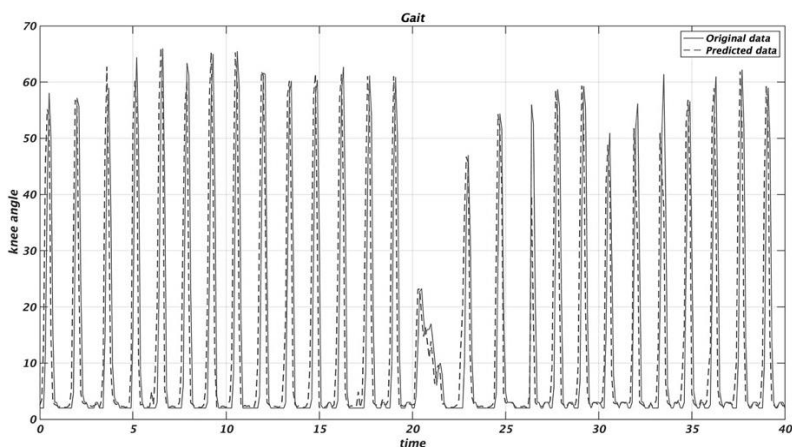


Рис. 2. Прогноз по типу движения Ходьба, коленный сустав (в градусах)

Таблица 2. Оценка ошибки после прогноза в коленном суставе

Тип движения	STD°	MAX°	MAE°
Ходьба	12,03	13,44	6,28
Спуск по лестнице	7,44	12,00	3,55
Стояние	0,44	3,00	0,06
Приседание	11,71	17,00	2,88
Сидение	3,57	5,00	1,33
Подъем по лестнице	7,99	19,60	3,43
Пандус	9,48	14,60	4,51
Крутой пандус	7,61	13,87	3,25
Медленная ходьба	10,28	12,31	5,09
Быстрая ходьба	20,23	16,30	10,95
Ходьба случайная	8,52	10,92	3,91
Ходьба случайная на дорожке	6,74	9,68	3,20
Ходьба на шарах	6,54	7,65	3,12
Перешагивание	14,17	17,22	8,10

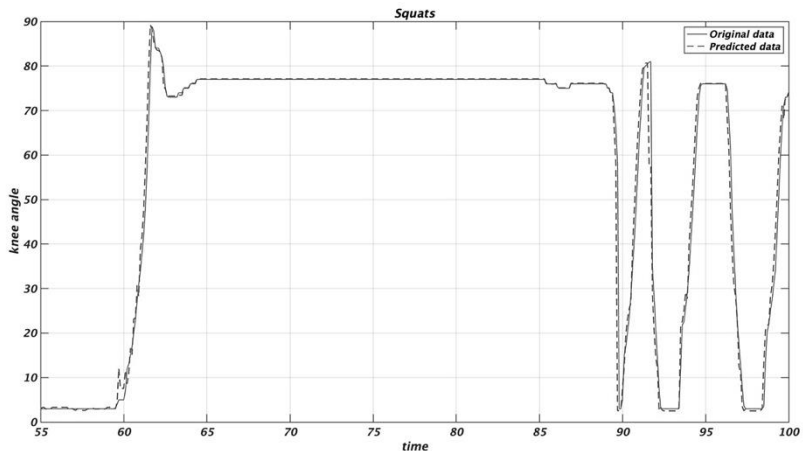


Рис. 3. Прогноз по типу движения Приседания, коленный сустав (в градусах)

Таблица 3. Оценка ошибки после прогноза в тазобедренном суставе

Тип движения	STD <sup>°</sup>	MAX <sup>°</sup>	MAE <sup>°</sup>
Ходьба	6,70	9,25	5,07
Спуск по лестнице	3,481	12,00	2,32
Стояние	0,77	3,00	0,18
Приседание	10,15	11,00	2,45
Сидение	4,80	9,94	3,13
Подъем по лестнице	4,86	6,52	2,99
Пандус	6,09	9,00	3,96
Крутой пандус	4,45	6,02	2,85
Медленная ходьба	5,24	7,01	3,67
Быстрая ходьба	9,91	14,70	7,56
Ходьба случайная	6,35	23,36	4,98
Ходьба случайная на дорожке	5,79	22,93	4,59
Ходьба на шарах	5,14	8,06	3,94
Перешагивание	8,50	13,26	7,20

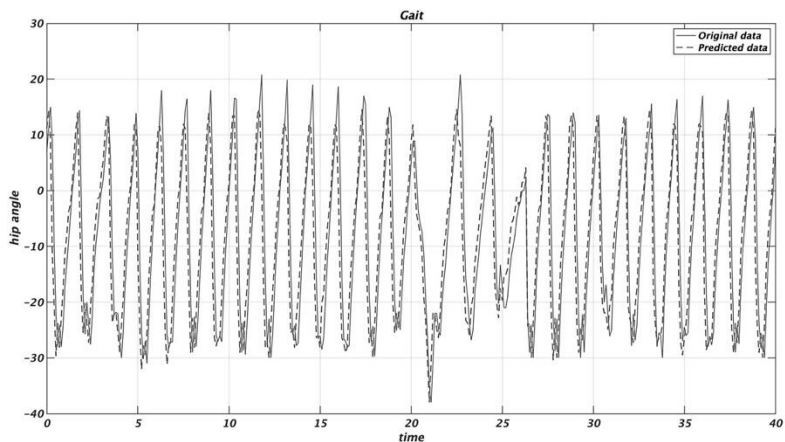


Рис. 4. Прогноз по типу движения Ходьба, тазобедренный сустав (в градусах)

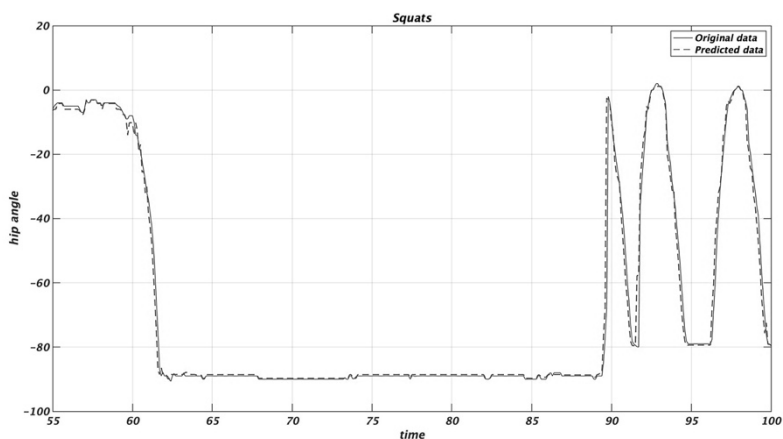


Рис. 5. Прогноз по типу движения Приседания, тазобедренный сустав (в градусах)

Данный алгоритм может быть также усовершенствован при помощи изменения разбиения сетки. Например, вместо разбиения сетки на квадраты можно выполнить прогноз, разбив пространство на окружности радиуса  $R$ .



#### 4. Выводы

Был успешно проведен анализ движения человека при помощи марковской модели, а также выполнен прогноз движения пользователя бионического протеза ноги для различных типов движений.

В продолжении исследования будет построена полумарковская модель для прогноза движения человека и усовершенствование алгоритмов прогноза с целью ускорения проведения расчетов при использовании данных моделей в реальных протезах.

#### Литература

1. AZOCAR A.F., MOONEY L.M., DUVAL J.-F., SIMON A. et al. *Design and clinical implementation of an open-source bi-ionic leg* // Nature Biomedical Engineering. – 2020. – Vol. 4, No. 10. – P. 941-953.
2. AU S.K., BONATO P., HERR H. *An EMG-position controlled system for an active ankle-foot prosthesis: an initial experimental study* // IEEE 9<sup>th</sup> ICORR (Chicago, IL). – 2005.
3. GEYER H., HERR H. *A muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities* // IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2010. – Vol. 18, No. 3. – P. 263–273.
4. HA K.H., VAROL H.A., GOLDFARB M. *Volitional control of a prosthetic knee using surface electromyography* // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 2011. – Vol. 58. – P. 144–151. – DOI: 10.1109/TBME.2010.2070840.
5. HARGROVE L.J., SIMON A.M., LIPSCHUTZ R.D., FINUCANE S.B., KUIKEN T.A. *Real-time myoelectric control of knee and ankle motions for transfemoral amputees* // JAMA. – 2011. – Vol. 305. – P. 1542–1544. – DOI: 10.1001/jama.2011.465.
6. HOOVER C.D., FULK G.D., FITE K.B. *Stair ascent with a powered transfemoral prosthesis under direct myoelectric control* // IEEE/ASME Trans. Mech. – 2013. – Vol. 18. – P. 1191–1200. – DOI: 10.1109/TMECH.2012.2200498.
7. IJSPEERT A.J. *Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: A review* // Neural Networks. – 2008. – Vol. 21, No. 4. – P. 642–653.

8. HARGROVE L.J., SIMON A.M., YOUNG A.J., LIP-SCHUTZ R.D. et al. *Robotic Leg Control with EMG Decoding in an Amputee with Nerve Transfers* // N. Engl. J Med. – 2013. – Vol. 369. – P. 1237–1242. – DOI: 10.1056/NEJMoa1300126.
9. OSKOEI M. A., HU H. *Myoelectric control systems—A survey* // *Biomed. Signal Proces. Control.* – 2007. – Vol. 2. – P. 275–294. – DOI: 10.1016/j.bspc.2007.07.009.
10. SHI Q., CHENG L., WANG L., SMOLA A. *Human action segmentation and recognition using discriminative semi-Markov models* // *Int. J. of Computer Vision.* – 2011. – Vol. 93, No.1. – P. 22–32.

## MODELING AND PREDICTION OF HUMAN MOVEMENTS WITH MARKOV MODELS

**Nikolay Bazenkov**, V.A. Trapeznikov Institute of Control Sciences of RAS, Moscow (n.bazenkov@yandex.ru)

**Stepan Letyagin**, Bauman Moscow State Technical University, Moscow (stepanletyagin@gmail.com)

*Abstract: People with lower limb amputations experience a decrease in the quality of life. In an intact human body, the leg muscles contract during walking to add mechanical energy; however, traditional passive prostheses are not able to provide this energy and subsequently cannot restore the natural muscle functions lost during amputation. This makes more complex activities, such as climbing stairs and ramps, running or squats, especially difficult. Bionic prostheses are artificial analogues of lost limbs, which are as close as possible to the actions that a person is used to performing in ordinary life. In people with lower limb amputations, bionic prostheses can increase walking speed and reduce energy consumption, the frequency of falls and the development of secondary complications. This paper presents an analysis of the construction of a Markov model of various human movements on a bionic prosthetic leg, as well as an analysis of the movement forecast using the resulting model. The advantages of the Markov model include the simplicity of construction, easy interpretability of the coefficients of its matrix and an extensive methodological base for its analysis. The data on the dynamics of the state of the prosthesis obtained during field experiments were used in the work.*

**Keywords:** Markov chain, bionic prosthesis, prediction, biomechanics.

УДК 519.2 + 519.6

ББК 22.172