

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВИЖЕНИЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

С. ЖИГАЙЛОВ¹, В. М. МУСАЛИМОВ², Г. АРЯСОВ¹, И. ПЕНЬКОВ¹

¹Таллинский технологический университет, 19086, Таллин, Эстония

²Университет ИТМО, 197101, Санкт-Петербург, Россия

E-mail: musvm@ya.ru

Приведено описание математических моделей движения нижних конечностей человека и представлена конструкция экспериментального прототипа, имитирующего плоское движение механической системы пятка-таз и предназначенного для использования в процессах восстановления моторики. Рассмотрены особенности постановки экспериментов и обработки сигналов, полученных с помощью данного прототипа.

Ключевые слова: движение, таз, нижние конечности, ускорение, обработка сигналов, дифференциальные уравнения

Введение. Механизмы, имитирующие движения человека [1], могут состоять из разного количества звеньев. Такие механизмы позволяют имитировать как движение нижних конечностей в целом (полная симуляция), так и отдельных их частей (частичная симуляция). В простых механизмах для имитации движений ног и таза используются стандартные стержни и пластины, для имитации мышц — пружины и демпфирующие материалы, для имитации суставов — подшипники, шарниры, тяги и т.д.

Сложность конструкции механизма и применимой к нему математической модели зависит от задач исследования [2, 3].

Математические модели. По сложности математические модели движения нижних конечностей человека могут быть разделены на три основные группы [4].

1. Модели механизмов, описывающие движение человека очень упрощенно, основанные на принципе действия обратного маятника и использующие в конструкции механизмов до двух пружин или демпфирующих элементов [5—7]. Так, метод контроля колебаний таза, представленный в работе [8], предназначен для накопления и передачи энергии посредством использования пружин, имитирующих ноги человека. Здесь предусмотрено управление углом сгибания ноги с помощью усилия пружин. Движения таза смоделированы как плоские перемещения.

2. Модели многозвенных механизмов, позволяющие описывать движения нижних конечностей человека и отдельных их частей (пятка, стопа, голень, колено, бедро, тазобедренный сустав и т.д.) с достаточно большой точностью [2]. Действие одного из таких механизмов во фронтальной плоскости описано в работе [9]. Механизм имеет 16 степеней свободы и представляет собой робота-гуманоида WABIAN-2LL. Другой многозвенный механизм, представленный в работе [10], состоит из 11 звеньев стержневого типа. Движение звеньев в сагитальной (боковой) области описано с помощью уравнений Лагранжа второго рода.

3. Модели, полученные экспериментальным путем. Эти модели, получаемые с помощью измерительных систем различного типа, описывают движение нижних конечностей человека во время ходьбы. Такие математические модели наиболее приближены к реальным движениям человека, однако используемое измерительное оборудование, как правило, имеет высокую стоимость, что делает получение экспериментальных моделей не всегда целесообразным.

К измерительным системам, применяемым для определения экспериментальных параметров человеческой походки, можно отнести оптические системы [11—13]; отдельные виды

датчиков, устанавливаемых на определенные части тела человека [14, 15]; специальные платформы для хождения, снабженные силовыми датчиками [16—18]; различного рода восстановительные тренажеры с возможностью контроля движений [19, 20] и т.д.

Именно описанию третьей группы математических моделей и экспериментальной измерительной системы посвящена настоящая статья.

Экспериментальный прототип. В последнее время для имитации движения нижних конечностей используются положения теории твердотельной механики [21, 22].

Главная цель экспериментального прототипа — симуляция движений нижних конечностей во фронтальной плоскости с последующим определением параметров движения пластины, имитирующей движения таза человека.

В качестве экспериментальной базы прототипа были использованы инерциальные измерительные устройства (ИИУ) и металлические элементы (профили, пластины, рамы, тяги, подшипники, болты, гайки, пружины и т.д.). В качестве основных размеров механической конструкции были выбраны межосевое расстояние [23] и максимальный угол наклона таза при ходьбе (разница в подъеме бедер относительно горизонтальной линии) — $3...5^\circ$ [24].

Экспериментальный прототип (рис. 1) состоит из условных левой ноги (элементы 2, 3, 4, 5, 7, 15), правой ноги (элементы 14, 16, 17, 18, 19, 21), таза (элементы 6, 8, 12, 13), поддерживающей таз части (элементы 9, 10, 11), ограничителей движения и направляющих пластины-таза (элементы 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30) и акселерометров (31), регистрирующих нагрузку (22).

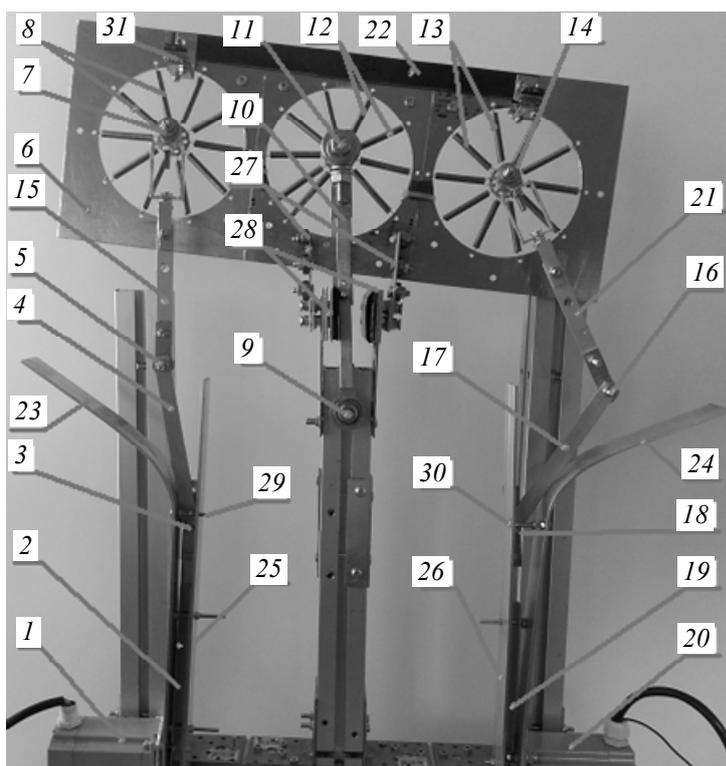


Рис. 1

Принцип работы экспериментального прототипа следующий: после запуска шаговых двигателей 1 и 20 левая рейка 2 начинает двигаться вверх. При этом правая рейка 19 движется вниз, а компенсационная пластина 4 и подшипник 3 постепенно опускаются на боковую полку 23. В это время промежуточная пластина 17 и подшипник 16 разрывает одностороннюю связь относительно полки 24. Далее, пружины 8 и тяга 7 ослабляются, и угол между пластинами 4 и 15 за счет поворота последней на подшипнике 5 уменьшается. Вместе с тем подшипник 18 условной правой ноги опускается вниз, упираясь во внутреннюю пластину 30 с болтом без гайки, и постепенно входит в пространство между пластинами 24 и 26, поднимая пластину 17 относительно полки 24. Угол между пластинами 17 и 21 увеличивается. Звенья условной ноги занимают параллельное

положение. В это же время тяга 14 передает усилия пружинам 13, вследствие чего правая часть (условное правое бедро) пластины-таза 6 поднимается вверх. Также происходит вращение пластины 6 вокруг подшипника 11 (средней точки условного таза). Поскольку элементы левой части имитируемого бедра уже ослаблены, то при достижении определенного угла наклона пластины 6 усилия, передаваемые через пружины 12, приводят к движению пластины 6 влево, что имитирует поднятие условной правой ноги. Пластина 6 движется влево до тех пор, пока опорная пластина 10, поворачивающаяся на подшипнике 9, не упирается в уплотнительный элемент 28. При этом рейка 19 достигает своего нижнего положения, а рейка 2 — верхнего. По такому принципу осуществляется симуляция первой фазы шага человека; вторая фаза шага имитируется таким же образом с тем отличием, что условная левая нога опускается, а правая поднимается. Вместе с этим, левое бедро становится выше правого относительно горизонтальной линии. Подшипники 27 необходимы для фиксации движений пластины 6 во фронтальной плоскости. Расстояние между ограничивающими пластинами 28 может быть при необходимости изменено, при этом формируется новый угол поворота поддерживающей пластины 10 на шарнире 9. Дополнительная нагрузка 22 нужна для изменения веса пластины 6.

Углы поворота (α и β) пластины показаны на рис. 2, где Y и Z — оси, по которым описывается ее движение во фронтальной плоскости.

Принцип работы экспериментального прототипа (чем выше нога, тем ниже соответствующее бедро) совпадает с реальными движениями человека при ходьбе [24, 25]. Конструкция с похожим принципом действия рассматривается в работе [26].

Для запуска и управления движением звеньев экспериментального прототипа была собрана система управления шаговыми двигателями, состоящая из драйверов модели National Instruments MID-7602, контроллера шаговых двигателей National Instruments NXI 7332, двух одинаковых двигателей Optimum, соединительных кабелей и программного обеспечения LabView.

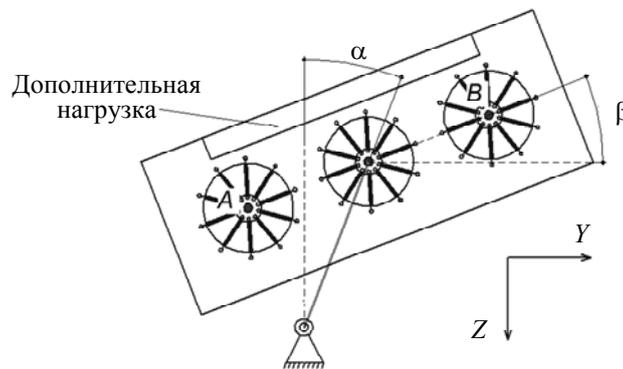


Рис. 2

В качестве входных сигналов, повторяющих действия шаговых двигателей во времени, были использованы экспериментальные данные о вертикальных перемещениях (Z) условных пяток левой и правой ноги. Усредненные профили вертикальных перемещений пятки, полученные с помощью оптической системы и акселерометров, показаны на рис. 3 [27—29].

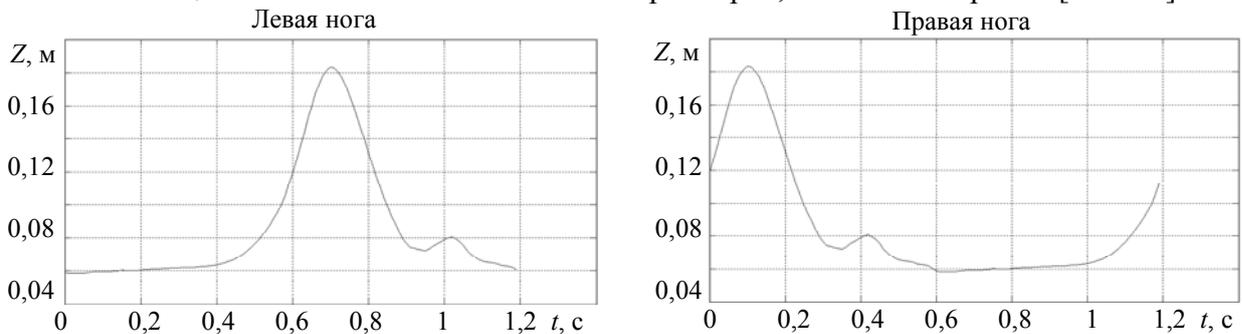


Рис. 3

Обработка экспериментальных данных. Для постановки экспериментов были выбраны три изменяемых параметра (по три комбинации значений для каждого параметра): угол поворота α пластины-таза, дополнительная нагрузка w (поз. 22 на рис. 1) и длительность τ программируемого шага двигателя. Числовые значения выбранных параметров приведены в таблице.

ИИУ	α, \dots°	$w, \text{Н}$	$\tau, \text{мс}$
ИИУ ₁	$\alpha_1 = 4,8$	$w_1 = 16,54$	$\tau_1 = 21$
	$\alpha_2 = 6,4$	$w_2 = 13,44$	$\tau_2 = 25$
	$\alpha_3 = 8,0$	$w_3 = 9,08$	$\tau_3 = 35$
ИИУ ₂	$\alpha_1 = 4,8$	$w_1 = 16,54$	$\tau_1 = 21$
	$\alpha_2 = 6,4$	$w_2 = 13,44$	$\tau_2 = 25$
	$\alpha_3 = 8,0$	$w_3 = 9,08$	$\tau_3 = 35$

Калибровка измерительной системы связана с обработкой первоначально полученных зашумленных экспериментальных данных. С помощью фильтра были устранены нежелательные пики и шумы. В результате был выбран низкочастотный дискретный фильтр Баттерворта второго порядка с бесконечной импульсной характеристикой. Передаточная функция данного фильтра определяется как

$$H(z) = \frac{1 + 2z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1,9112z^{-1} + 0,9150z^{-2}}.$$

Идентификация механической системы. Для описания плоского движения экспериментальной пластины была использована векторно-матричная модель динамической системы с одним входом и одним выходом. Дифференциальные уравнения движения звеньев механической системы пятка-таз представлены в виде черного ящика. Для всех экспериментальных режимов входными данными системы являются вертикальные перемещения пятки, выходными — перемещения пластины-таза по осям y и z .

В общем случае динамическая система в непрерывной форме пространства состояний может быть выражена двумя матричными уравнениями [30]:

$$\dot{x}(t) = Ax + Bu, \quad (1)$$

$$y = Cx. \quad (2)$$

На рис. 4, *а* представлен график изменения входного сигнала во времени (суммированные значения вертикальных перемещений пяток); кривые перемещений пластины-таза (выходные сигналы) по осям y и z во времени отображены на рис. 4, *б*, *в* соответственно.

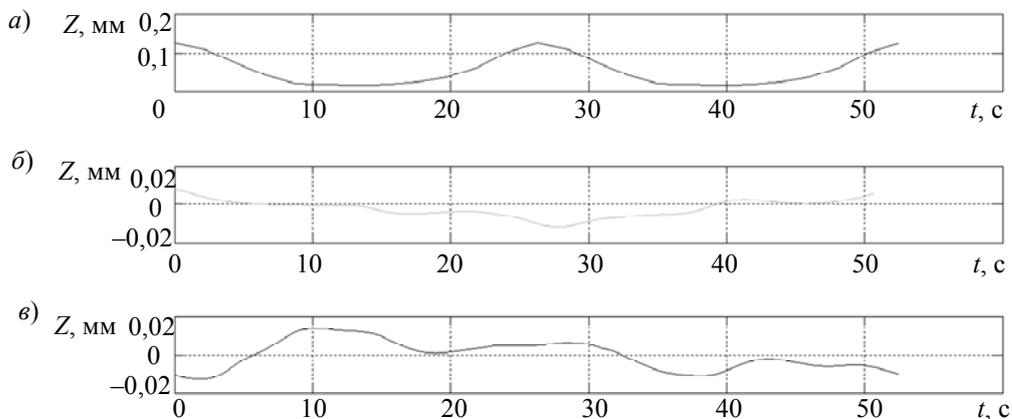


Рис. 4

Для вычисления коэффициентов матриц пространства состояний (1), (2) в непрерывном виде была использована командная строка программной среды MatLab. В результате были получены следующие матрицы с коэффициентами, справедливые для пространств состояний:

— по оси y :

$$A = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -2,2619 & -2,5378 \end{pmatrix}, \quad B = \begin{pmatrix} 0,1863 \\ -0,5688 \end{pmatrix}, \quad C = (1 \ 0); \quad (3)$$

— по оси z :

$$A = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -0,0765 & 0,6317 \end{pmatrix}, \quad B = \begin{pmatrix} -1,4 \cdot 10^{-3} \\ 2,4 \cdot 10^{-4} \end{pmatrix}, \quad C = (1 \ 0). \quad (4)$$

В соответствии с матрицами (3) и (4) передаточные функции для обеих осей могут быть выражены как

$$W_y(s) = \frac{Y_y(s)}{U(s)} = \frac{0,1863s - 0,0961}{s^2 + 2,537s + 2,262},$$

$$W_z(s) = \frac{Y_z(s)}{U(s)} = \frac{1,7 \cdot 10^{-4}s - 8,5 \cdot 10^{-4}}{s^2 + 0,6317s + 0,0765},$$

где $U(s)$ — входной вектор перемещений, $Y_y(s)$ — вектор перемещений по оси y , $Y_z(s)$ — вектор перемещений по оси z .

Заключение. Экспериментальный прототип, передающий движение от пятки к тазу, имитирующий движение таза во фронтальной плоскости во время ходьбы и позволяющий получить численные значения параметров движения был спроектирован и создан в физическом виде. Алгоритм обработки сигналов применен на примере одного из экспериментальных режимов работы прототипа. Для обработки сигналов спроектирован низкочастотный фильтр Баттерворта второго порядка. Приведен пример использования метода идентификации для механической системы пятка-таз.

Результаты представленного исследования являются базой для последующей разработки реабилитационного тренажера нижних конечностей человека.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Bottcher S.* Principles of Robot Locomotion / Seminar "Human Robot Interaction". Carbondale, USA: Southern Illinois Univ., 2006. 23 p.
2. *Pamies R.* Application of Multibody Dynamics Techniques to the Analysis of Human Gait: Ph.D. Dis. ...; Polytechnic Univ. of Catalonia, Spain. 2012.
3. *Zijlstra W., Hof A.* Displacement of the pelvis during human walking: experimental data and model predictions // *Gait&Posture*. 1997. Vol. 6, is. 3. P. 249—262.
4. *Kljuno E., Williams R.* Humanoid walking robot: modeling, inverse dynamics, and gain scheduling control // *J. of Robotics*. 2010. Vol. 1. P. 1—19.
5. *Saranli U., Arslan O., Ankarali M., Morgul O.* Approximate analytic solutions to nonsymmetric stance trajectories of the passive springloaded inverted pendulum with damping // *Nonlinear Dynamics*. 2010. Vol. 62, is. 4. P. 729—742.
6. *Kuo A.* The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective // *Human Movement Science*. 2007. Vol. 26. P. 617—656.
7. *Kajita S., Kanehiro F., Kaneko K., Yok K., Hirukawa H.* The 3D linear inverted pendulum model: A simple modeling for a biped walking pattern generation // *Proc. of Intern. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, 29 Oct. — 03 Nov. 2001, Hawaii, USA. P. 239—246.
8. *Otani T., Hashimoto K., Yahara M., Miyamae S., Isomichi T., Hanawa S., Sakaguchi M., Kawakami Y., Lim H., Takanishi A.* Utilization of human-like pelvic rotation for running robot // *Frontiers in Robotics and AI*. 2015. Vol. 2, N 7 (Art. 17). P. 1—9.
9. *Lim H., Ogura Y., Takanishi A.* Locomotion pattern generation and mechanisms of a new biped-walking machine // *Proc. A, Royal Soc.* 2008. Vol. 464(2089). P. 273—288.

10. Chigarev A., Borisov A. Simulation of controlled motion of the bipedal anthropomorphic mechanism // Russian Journal of Biomechanics, PNIPU. 2010. P. 74—88.
11. Zhang L., Brunnett G., Rusdorf S. Real-time human motion capture with simple marker sets and monocular video // J. of Virtual Reality and Broadcasting. 2011. Vol. 8, N 1.
12. Dodd K., Morris M., Matyas T., Wrigley T., Goldie P. Lateral pelvic displacement during walking: retest reliability of a new method of measurement // Gait & Posture. 1988. Vol. 7, is. 3. P. 243—250.
13. Galdeano D., Bonnet V., Bennehar M., Fraisse P., Chemori A. Partial human data in design of human-like walking control in humanoid robotics // Proc. of the 10th IFAC Symp. On Robot Control. Dubrovnik, Croatia, 2012.
14. Ito T. Walking motion analysis using small acceleration sensors // Intern. Journal of Simulation: Systems, Science and Technology. 2009. Vol. 10, N 3. P. 65—71.
15. Tanaka S., Motoi K., Nogawa M., Yamakoshi K. A new portable device for ambulatory monitoring of human posture and walking velocity using miniature accelerometers and gyroscope // Proc. of the 26th Annual Intern. Conf. of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society. 2004. Vol. 1. P. 2283—2286.
16. Cross R. Standing, walking, running, and jumping on a force plate // Amer. Journal of Physics. 1999. Vol. 67, N 4. P. 304—309.
17. Marasovic T., Cecic M., Zanchi V. Analysis and interpretation of ground reaction forces in normal gait // WSEAS Transact. on Systems. 2009. Vol. 8, is. 6. P. 1105—1114.
18. Yorozu A., Moriguchi T., Takahashi M. Improved leg tracking considering gait phase and spline-based interpolation during turning motion in walk tests // Sensors. 2015. Vol. 15, N 9. P. 22451—22472.
19. De Araújo V., Alsina P., Soares L., De Medeiros A. Generation of anthropomorphic movements for an active orthosis for lower limbs // ABCM Symp. Ser. in Mechatronics. 2012. Vol. 5 (Sect. VII — Robotics). P. 1052—1057.
20. Yuan K., Parri A., Yan T., Wang L., Minih M., Wang Q., Vitiello N. A realtime locomotion mode recognition method for an active pelvis orthosis // IEEE/RSJ Intern. Conf. on Intelligent Robots and Systems. 28 Sept. — 2 Oct., 2015. P. 6196—6201.
21. Obusek J., Holt K., Rosestein R. The hybrid mass-spring pendulum model of human leg swinging: stiffness in the control of cycle period // Biological Cybernetics. 1995. Vol. 73. P. 139—147.
22. Bishop M., Fiolkowski P., Conrad B., Brunt D., Horodyski M. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics // J. of Athletic Training. 2006. Vol. 41, N 4. P. 387—392.
23. [Электронный ресурс]: <http://www.tryphonov.ru/tryphonov2/terms2/sys14_15_12_2_4.htm>. 2015.
24. Neumann D. Kinesiology of the Musculoskeletal System. Elsevier Health Sciences, 2013.
25. Michaud S., Gard S., Childress D. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation // J. of Rehabilitation Research and Development. 2000. Vol. 37, N 1. P. 1—10.
26. Zhigailov S., Musalimov V., Aryassov G. Design of experimental stand for human gait imitation // Proc. of the 9th Intern. Conf. of DAAAM Baltic, Industrial Engineering. Tallinn, Estonia, 2014. P. 300—304.
27. Korotkin D., Kuznetcov A. Inertial measurement system for human gait analysis // Proc. of the 8th Intern. Conf. on Body Area Networks. Brussels, Belgium, 2013. P. 414—419.
28. Zhigailov S., Kuznetcov A., Musalimov V., Aryassov G. Measurement and analysis of human lower limbs movement parameters during walking // Solid State Phenomena. 2015. Vol. 220—221. P. 538—543.
29. Verchenko A. Design of a control system of experimental plant for pelvis movement imitation: Ph. D. Dis. ... Tallinn Univ. of Technology. Tallinn, Estonia, 2015.
30. Дьяконов В., Круглов В. MatLab. Анализ, идентификация и моделирование систем: Специальный справочник. СПб: Питер, 2002. 448 с.

Сведения об авторах

- Сергей Жигайлов** — аспирант; Таллинский технологический университет, кафедра мехатроники
- Виктор Михайлович Мусалимов** — д-р техн. наук, профессор; Университет ИТМО; кафедра мехатроники; E-mail: musvm@ya.ru

Геннадий Арясов
Игорь Пенков

— канд. наук, профессор; Таллинский технологический университет
— канд. наук; Таллинский технологический университет

Рекомендована кафедрой
мехатроники Университета ИТМО

Поступила в редакцию
05.04.16 г.

Ссылка для цитирования: Жигайлов С., Мусалимов В. М., Арясов Г., Пенков И. Математическое моделирование движений нижних конечностей человека // Изв. вузов. Приборостроение. 2016. Т. 59, № 8. С. 683—689.

MATHEMATICAL SIMULATION OF HUMAN LOWER LIMBS MOVEMENTS

S. Zhigailov¹, V. M. Musalimov², G. Aryasov¹, I. Penkov¹

¹ Tallinn University of Technology, 19086, Tallinn, Estonia

² ITMO University, 197101, St. Petersburg, Russia
E-mail: musvm@ya.ru

Description of mathematical models developed for simulation of human lower limbs movements is presented. Design of an experimental prototype that simulates planar motion of a mechanical system heel-basin and is intended for the use in motor skills recovery is demonstrated. The features of setting up experiments and processing of the signals obtained with this prototype are considered.

Keywords: movement, pelvis, lower limbs, acceleration, signal processing, differential equation

Data on authors

Sergey Zhigailov — Post-Graduate Student; Tallinn University of Technology, Department of Mechatronics
Viktor M. Musalimov — Dr. Sci., Professor; ITMO University, Department of Mechatronics; E-mail: musvm@ya.ru
Gennady Aryasov — Dr. Sci., Professor; Tallinn University of Technology
Igor Penkov — PhD; Tallinn University of Technology

For citation: Zhigailov S., Musalimov V. M., Aryasov G., Penkov I. Mathematical simulation of human lower limbs movements // Izv. vuzov. Priborostroyeniye. 2016. Vol. 59, N 8. P. 683—689 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2016-59-8-683-689