

lower extremities in the orthotics), *Russian Journal on Biomechanics*, 16 p. (in Russian).

12. **Yurevich E. I.** *Osnovy robototekhniki* (Fundamentals of robotics), BHV-Peterburg, 2-d edition, 2005, 401 p. (in Russian).

13. **Mehrholz J., Pohl M.** Electromechanical-assisted gait training after stroke: a systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices, *J. Rehabil. Med.*, 2012, Mar; 44 (3): 193–9.

14. **Ermolov I. L., Gradeckij V. G., Knyaz'kov M. M., Semyonov E. A., Suhanov A. N., Kryukova A. A.** Motion Control Algorithms for the Exoskeleton Equipped with Pneumatic Drives. Nature Inspired Mobile Robotics, *Proc. of the 16th International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines*, 2013, pp. 27–34.

15. **Ermolov I. L., Gradeckij V. G., Knyaz'kov M. M., Semyonov E. A., Suhanov A. N.** The Dynamics of the Exoskeleton Leg as

a Multibody System, *The 2nd Joint International Conference on Multibody System Dynamics*, 2012, May 29–June 1, Stuttgart, Germany.

16. **Petin V. A.** *Proekty s ispolzovaniem kontrollera Arduino* (The projects using the Arduino controller), BHV-Peterburg, 2014, 400 p. (in Russian).

17. **Ermolov I. L., Gradeckij V. G., Knyaz'kov M. M., Semyonov E. A., Suhanov A. N.** *Issledovanie nogi ehkzoskeleta kak mnogozvennoj sistemy* (The study of the leg of the exoskeleton as a multilink system), in proceedings of *Avtomatizaciya i Informacionnye Tekhnologii*, 2011, pp. 50–54 (in Russian).

18. **Caldwell G. Darwin, Tsagarakis G. Nikolaos.** Development and Control of a 'Soft-Actuated' Exoskeleton for Use in Physiotherapy and Training, *Autonomous Robots*, July 2003, vol. 15, no. 1, pp. 21–33.

УДК 531.3

DOI: 10.17587/mau.18.238-245

А. В. Борисов, канд. техн. наук, доц., BorisowAndrej@yandex.ru,

Л. В. Кончина, канд. физ.-мат. наук, доц., la_kon@mail.ru,

Филиал ФГБОУ ВО НИУ "МЭИ" в г. Смоленске

Сравнительный анализ алгоритмов управления экзоскелетом со звеньями переменной длины¹

Рассматривается актуальная задача автоматизации движения антропоморфных систем. Проводится сравнительный анализ двух подходов к решению задачи управления движением экзоскелета: управление путем считывания и усиления управляющих импульсов человека и управление с использованием аналитических алгоритмов управления движением. Отличием данной работы от имеющихся является использование в экзоскелете звеньев переменной длины.

Ключевые слова: экзоскелет, алгоритмы управления, звено переменной длины, кинематические характеристики движения, управляющие моменты

Введение

При моделировании опорно-двигательного аппарата человека изменение длины звена связано со многими факторами: 1) с силами и реакциями, возникающими при ходьбе, вызывающими деформации кости и хрящевых тканей сустава; 2) со смещениями в суставе за счет синовиальной жидкости, неидеальности самой формы сустава; 3) с изменением длины звена за счет того, что кость не является идеально прямым стержнем; 4) с изменением положения оси вращения при перекачивании головки кости по мениску при движении в коленном суставе (рис. 1).

В работе [2] указывается, что вызванное неучтенным перекачиванием кости в коленном суставе изменение длины звена приводит к травмам человека при использовании экзоскелета с абсолютно твердыми звеньями. В этой же работе предложена эквивалентная кинематическая модель, основанная на кулачках неправильной формы, моделирующих контакт кость-к-кости в коленном суставе человека, чей контур получается путем определения мгновенного центра вращения. В качестве основного инструмента измерения использована систе-

ма видеонаблюдения, в результате получена информация о перемещениях мгновенного центра вращения в области коленного сустава.

Следовательно, изменение длины звена связано не только с действием сил и моментов сил при движении, но и с изменением длины за счет геометрии конечности в связи с переменностью взаимного положения звеньев опорно-двигательного аппарата человека. Описать изменение длины звена под влиянием факторов различной природы наиболее эффективно можно, приняв в качестве модели звено переменной длины как функции времени, полагая, что все характеристики (угол поворота, длина, положение центра масс звена) являются функциями времени: $\varphi = \varphi(t)$, $l = l(t)$, $\Delta l = \Delta l(t)$, $C_l = C_l(t)$.

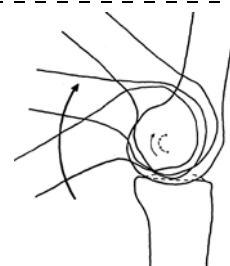


Рис. 1. Траектория мгновенных центров вращения (отмечена точками) в здоровом коленном суставе человека [1]

¹ Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 15-41-03224p_центр_A).

В случае движения экзоскелета возможна реализация активных управляющих моментов в виде электрических двигателей с датчиками угла поворота, угловой скорости и блока управления с обратной связью. Активные моменты создают необходимые тормозящие усилия при постановке ноги на опору и ускоряющие усилия при отталкивании ноги от опоры. При торможении возможна рекуперация энергии и, тем самым, снижение энергозатрат при движении экзоскелета, так как проблема высокого энергопотребления при движении экзоскелета и антропоморфного робота является актуальной. Практическая реализация управляющего момента является актуальной задачей управления и рассматривается в данном исследовании.

1. Описание математической модели звена переменной длины

В данной работе предлагается макроскопически рассматривать конечность и считать, что деформируется не сам сустав, а весь стержень, моделирующий звено. Предлагается модель стержня переменной длины с возможностью приложения в суставах управляющих моментов, с помощью которых можно поддерживать вертикальное положение и осуществлять перемещение. В реальности элементы скелета не прямые, а кривые. Сечения костей являются переменными, кроме того, кость внутри имеет сложную, многослойную структуру. Для моделирования будем выделять из кости среднюю линию и рассматривать экзоскелет из прямолинейных стержней, изменяющих свою длину с течением времени. Реальный сустав заменяем шарниром, в котором может создаваться необходимый управляющий момент. Проводим приближение биомеханических систем стержневыми системами с шарнирами.

Рассмотрим стержень переменной длины, представленный на рис. 2, где φ — угол поворота стержня, C_{l_0} — начальное положение центра масс стержня, C_l — текущее положение центра масс стержня, l_0 — начальная длина ненагруженного стержня, l — текущая длина стержня при движении. Тогда изменение длины стержня можно представить в виде

$$\Delta l = l - l_0. \quad (1)$$

При $\Delta l < 0$ происходит сжатие стержня, при $\Delta l > 0$ — растяжение.

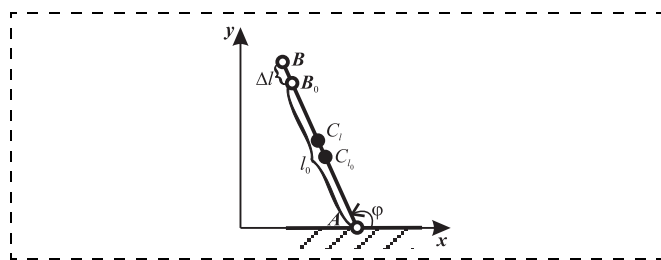


Рис. 2. Изменение длины стержня при его движении

В шарнире A стержня приложен момент $M(t)$, который является управлением в модели и определяет вращательное движение стержня.

Допущения для такой модели стержня:

1) предполагаем, что имеют место только небольшие изменения длины звена, в этом случае относительное удлинение $\frac{\Delta l}{l_0} \ll 1$, где $\Delta l = l_0 - l$. Од-

нако скорость изменения длины звена $\dot{l}$ — величина значительная, и ею пренебречь нельзя;

2) в данной работе движение многозвенного механизма рассматривается как задача динамики механической системы. При этом используются дифференциальные уравнения Лагранжа 2-го рода для жестких стержней в предположении, что длины стержней являются функциями времени $l = l(t)$. Зависимость $l = l(t)$, т.е. изменение параметров во время ходьбы, нужно рассматривать как задачу параметрической идентификации [3]. Обычно задачу параметрической идентификации решают методом расширения пространства состояний, в рассматриваемом случае для n -звенного механизма считаем, что длины $l_i(t)$ ($i = 1, \dots, n$) являются дополнительными степенями свободы, т.е. обобщенными координатами, имея, таким образом, еще n обобщенных координат. Изменение $l(t)$ происходит под действием сил, работающих на растяжение—сжатие вдоль стержня заданным образом и в поле силы тяжести Земли, которое влияет только на перемещение центра масс. Считаем, что $l(t) = l_0 + \Delta l(t)$, причем $\frac{\Delta l}{l_0} \ll 1$. При периодической ходьбе длина

$\Delta l(t) = A \sin \omega t$, или наоборот, если нагрузка меняется по закону $F(t) = F_0 \sin \omega t$, то можно найти из полученных уравнений $\Delta l(t)$;

3) влияние действия силы тяжести на движения стержня пренебрежимо мало. Это значит, что уравнения для $l(t)$ можно рассматривать независимо от $\varphi(t)$ и найти или задать закон изменения $l(t)$, а затем подставить в уравнения для $\varphi(t)$ и решать уравнения с периодически изменяющимися коэффициентами, отбрасывая малые члены.

Изменение длины звена может быть физически реализовано в реальной модели экзоскелета различными способами, например, моделью стержня переменной длины [4, 5], постоянной длины с упругим элементом на конце или в виде телескопического звена. Модель стержня переменной длины представлена также в работе [6], в статье [7] описана стержневая модель с упругими шарнирами. В статье [8] рассматривается управление экзоскелетом нижних конечностей при вязкоупругой связи с телом человека. Вопросам управления механическими системами посвящены работы [9—11].

В данной статье представлена новая модель, состоящая из невесомого стержня переменной длины и трех сосредоточенных масс, расположенных на стержне.

2. Модель звена переменной длины с массами в шарнирах-суставах и между ними

Рассмотрим схематическую модель одного подвижного звена с управлением в точке шарнирного крепления, показанную на рис. 3. Модель состоит из одного невесомого стержня переменной длины и трех точечных масс, сосредоточенных на отрезке AB : одна масса между точками A и B и массы в шарнирах-суставах, расположенных на концах стержня (рис. 3). Массами в шарнирах-суставах, кроме самих подвижных соединений, может моделироваться электродвигатель, установленный на оси шарнира, имеющий значительную массу и создающий управляющий момент.

Так как в дальнейшем будем рассматривать многозвенные системы, сразу введем двухиндексные обозначения, первый индекс у которых будет обозначать номер звена, второй — номер точечной массы на этом звене. В точке A есть масса m_{10} , в точке C — масса m_{11} , в точке B — масса m_{12} . Придавая каждой массе определенное значение, можно получить распределение масс на стержне таким, чтобы оно примерно соответствовало инерционным свойствам звена опорно-двигательного аппарата человека.

Положение массы в точке C , находящейся на стержне между его концами и не совпадающей с ними, будем задавать с помощью множителя n_{11} ($0 < n_{11} < 1$), являющегося константой. Тогда длина

$AC = n_{11}l_1(t)$ является переменной величиной — функцией времени. Таким образом, точечная масса, находящаяся на стержне между его концами, совершает сложное движение — вращательное около полюса (нижней точки звена A) и поступательное вдоль AB . Такое же движение совершает и точечная масса, расположенная в точке B . Данный способ позволяет учесть изменение положения массы во время движения звена при изменении его длины.

Задача заключается в получении дифференциальных уравнений движения для однозвенной и многозвенных систем и обобщений для создания эффективных матричного и рекуррентного алгоритмов записи дифференциальных уравнений движения для многозвенных систем.

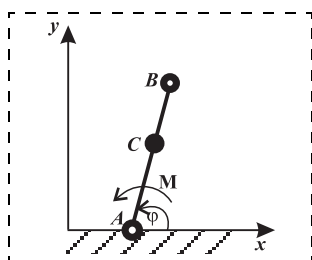


Рис. 3. Схематическая модель экзоскелета с одним подвижным звеном переменной длины и весовыми шарнирами-суставами

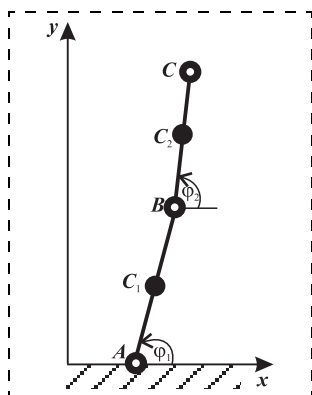


Рис. 4. Модель экзоскелета с двумя подвижными звеньями переменной длины и весовыми шарнирами-суставами

Для решения этой задачи используем дифференциальные уравнения Лагранжа второго рода.

Кинетическую энергию звена будем вычислять, подсчитывая кинетическую энергию каждой сосредоточенной на звене массы и затем суммируя их:

$$T = \frac{1}{2} (m_{12} + m_{11}n_1^2)(\dot{l}_1^2 + l_1^2 \dot{\varphi}_1^2). \quad (2)$$

Потенциальная энергия равна

$$\Pi = (m_{12} + m_{11}n_1)gl_1 \sin \varphi_1. \quad (3)$$

Система дифференциальных уравнений движения рассматриваемой стержневой модели, описывающая изменение угловой координаты и длины звена, имеет вид

$$l_1^2 (m_{12} + m_{11}n_1^2) \ddot{\varphi}_1 + gl_1 (m_{12} + m_{11}n_1) \cos \varphi_1 + 2l_1 (m_{12} + m_{11}n_1^2) \dot{l}_1 \dot{\varphi}_1 = M_1; \quad (4)$$

$$-l_1 (m_{12} + m_{11}n_1^2) \dot{\varphi}_1^2 + g(m_{12} + m_{11}n_1) \sin \varphi_1 + (m_{12} + m_{11}n_1^2) \ddot{l}_1 = F_1. \quad (5)$$

Начальные условия имеют вид

$$\varphi_1|_{t=0} = \varphi_{10}; \quad \dot{\varphi}_1|_{t=0} = \dot{\varphi}_{10}; \quad (6)$$

$$l_1|_{t=0} = l_{10}; \quad \dot{l}_1|_{t=0} = \dot{l}_{10}. \quad (7)$$

Рассмотрим систему с двумя подвижными звеньями. Модель состоит из двух невесомых стержней переменной длины и трех точечных масс на каждом стержне, сосредоточенных в центре масс стержня и в шарнирах-суставах, расположенных на концах стержня (рис. 4).

В точке A стержня AB сосредоточена масса m_{10} , в точке C_1 — масса m_{11} , в точке B — масса m_{12} . Стержень BC в точке A имеет массу m_{20} , в точке C_2 — массу m_{21} , в точке C — массу m_{22} . Все остальные обозначения аналогичны однозвенной модели.

Кинетическую энергию звена будем вычислять, подсчитывая кинетическую энергию каждой сосредоточенной на звене массы и затем суммируя их.

$$T = \frac{1}{2} [(m_{11}n_1^2 + m_{12} + m_{20})(\dot{l}_1^2 + l_1^2 \dot{\varphi}_1^2) + m_{21}((\dot{l}_1 \sin \varphi_1 + \dot{l}_2 n_2 \sin \varphi_2 + l_1 \cos \varphi_1 \dot{\varphi}_1 + l_2 n_2 \cos \varphi_2 \dot{\varphi}_2)^2 + (\dot{l}_1 \cos \varphi_1 + \dot{l}_2 n_2 \cos \varphi_2 - l_1 \sin \varphi_1 \dot{\varphi}_1 - l_2 n_2 \sin \varphi_2 \dot{\varphi}_2)^2) + m_{22}((\dot{l}_1 \sin \varphi_1 + \dot{l}_2 \sin \varphi_2 + l_1 \cos \varphi_1 \dot{\varphi}_1 + l_2 \cos \varphi_2 \dot{\varphi}_2)^2 + (\dot{l}_1 \cos \varphi_1 + \dot{l}_2 \cos \varphi_2 - l_1 \sin \varphi_1 \dot{\varphi}_1 - l_2 \sin \varphi_2 \dot{\varphi}_2)^2)]. \quad (8)$$

Система дифференциальных уравнений движения рассматриваемой стержневой модели, описывающая изменение угловой координаты и длины звена, имеет вид

$$l_1^2 (m_{11}n_1^2 + m_{12} + m_{20} + m_{21} + m_{22}) \ddot{\varphi}_1 + l_1 l_2 (m_{22} + m_{21}n_2) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{\varphi}_2 +$$

$$\begin{aligned}
& + l_1 l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{\varphi}_2^2 + \\
& + g l_1 (m_{11} n_1 + m_{12} + m_{20} + m_{21} + m_{22}) \cos \varphi_1 + \\
& + 2 l_1 (m_{11} n_1^2 + m_{12} + m_{20} + m_{21} + m_{22}) \dot{l}_1 \dot{\varphi}_1 + \\
& + 2 l_1 (m_{22} + m_{21} n_2) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{l}_2 \dot{\varphi}_2 - \\
& - l_1 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{l}_2 = M_1 - M_2; \quad (9)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& l_1 l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{\varphi}_1 + \\
& + l_2^2 (m_{22} + m_{21} n_2^2) \ddot{\varphi}_2 - \\
& - l_1 l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{\varphi}_1^2 + \\
& + g l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \cos \varphi_2 + 2 l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \times \\
& \times \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{l}_1 \dot{\varphi}_1 + 2 l_2 (m_{22} + m_{21} n_2^2) \dot{l}_2 \dot{\varphi}_2 + \\
& + l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{l}_1 = M_2; \quad (10)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{\varphi}_2 - \\
& - l_1 (m_{11} n_1^2 + m_{12} + m_{20} + m_{21} + m_{22}) \dot{\varphi}_1^2 - \\
& - l_2 (m_{22} + m_{21} n_2) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{\varphi}_2^2 + \\
& + g (m_{11} n_1 + m_{12} + m_{20} + m_{21} + m_{22}) \sin \varphi_1 + \\
& + 2 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{l}_2 \dot{\varphi}_2 + \\
& + (m_{11} n_1^2 + m_{12} + m_{20} + m_{21} + m_{22}) \ddot{l}_1 + \\
& + (m_{22} + m_{21} n_2) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{l}_2 = F_1; \quad (11) \\
& - l_1 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{\varphi}_1 - \\
& - l_1 (m_{22} + m_{21} n_2) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{\varphi}_1^2 - \\
& - l_2 (m_{22} + m_{21} n_2^2) \dot{\varphi}_2^2 + g (m_{22} + m_{21} n_2) \sin \varphi_2 - \\
& - 2 (m_{22} + m_{21} n_2) \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \dot{l}_1 \dot{\varphi}_1 + \\
& - (m_{22} + m_{21} n_2) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \ddot{l}_1 + \\
& + (m_{22} + m_{21} n_2^2) \ddot{l}_2 = F_2. \quad (12)
\end{aligned}$$

Рассматривая модели с тремя и более подвижными звеньями, которые здесь не приводятся ввиду громоздкости уравнений, получаем обобщения для механизма с n подвижными звеньями переменной длины. Структура уравнений [4] остается прежней, изменяются входящие в них матрицы.

Уравнение, описывающее изменение угла φ , имеет вид

$$\begin{aligned}
& A(q, l) \ddot{q} + B(q, l) \dot{q}^2 + g C(q) l + \\
& + 2 D(q, l) (\dot{l} \dot{q}) + E(q, l) \ddot{l} = M(q, l). \quad (13)
\end{aligned}$$

Уравнение, описывающее изменение длины звена, имеет вид

$$\begin{aligned}
& G(q, l) \ddot{q} + H(q, l) \dot{q}^2 + g K(q) + \\
& + 2 L(q, l) (\dot{l} \dot{q}) + P(q, l) \ddot{l} = F(q, l), \quad (14)
\end{aligned}$$

где q — угловые обобщенные координаты $q = (\varphi_1, \dots, \varphi_n)^T$; l — обобщенные координаты, описывающие изменения длины звеньев $l = (l_1, \dots, l_n)^T$; $A(q, l)$, $B(q, l)$, $G(q, l)$, $H(q, l)$ — матрицы, учитывающие инерционные свойства; $C(q)$, $K(q)$ — матрицы, определяемые моментами силы тяжести; $D(q, l)$, $E(q, l)$, $L(q, l)$, $P(q, l)$ — матрицы, учитывающие переменную длину звеньев; $M(q, l)$, $F(q, l)$ — матрицы-столбцы обобщенных сил; $\ddot{q}$ — матрица обобщенных ускорений; $\dot{q}$ — матрица обобщенных скоростей, тогда $\dot{q}^2 = (\dot{\varphi}_1^2, \dots, \dot{\varphi}_n^2)^T$; $(\dot{l} \dot{q}) = (\dot{l}_1 \dot{q}_1, \dots, \dot{l}_n \dot{q}_n)^T$ — матрица, составленная из произведений $\dot{l} \dot{q}$ при равных индексах.

Приведем в качестве примера выражение для матрицы A :

$$a_{ij} = l_i l_j (m_{ij} n_j \tilde{\delta} n_i + \sum_{\beta=i+1}^2 \sum_{k=j+1}^n m_{k\beta}) \cos(\varphi_i - \varphi_j), \quad (15)$$

где символ $\tilde{\delta} n_i = \begin{cases} n_j, & i = j; \\ 1, & i \neq j. \end{cases}$

Уравнения сохраняют свою структуру, добавляются только новые слагаемые, введенные дополнительные массы.

3. Управление движением с помощью эмпирически определенных кинематических характеристик движения

В настоящее время наиболее перспективным и целесообразным видом управления движением экзоскелета представляется считывание нервных сигналов человека, их усиление и реализация приводами экзоскелета. В работе [12] показано, что для управления движением экзоскелета достаточно простого усиления в заданное число раз управляющих им-

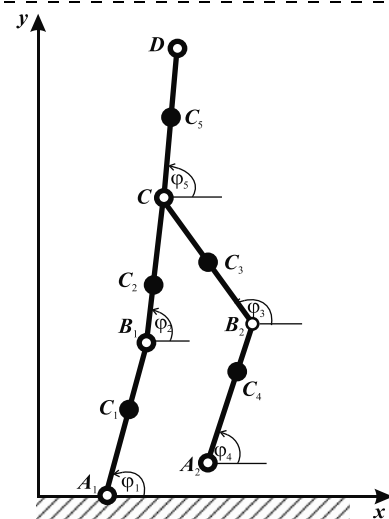


Рис. 5. Модель экзоскелета с пятью подвижными звеньями переменной длины

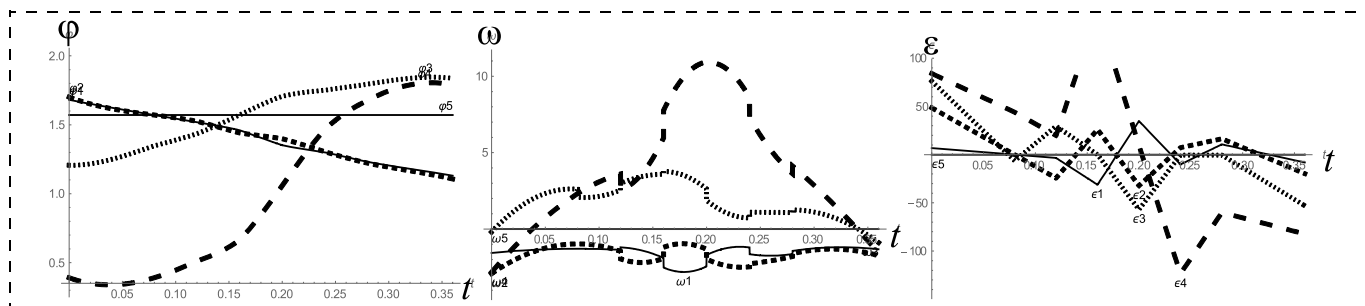


Рис. 6. Зависимость угла поворота, угловой скорости и углового ускорения подвижных звеньев экзоскелета от времени

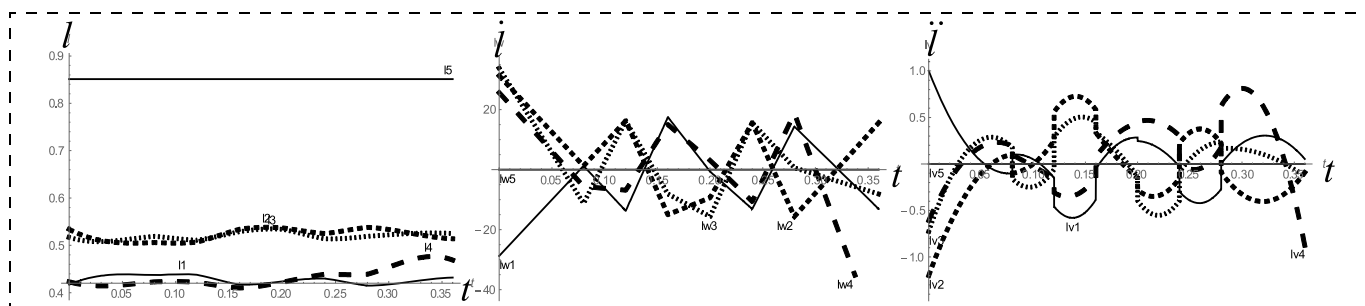


Рис. 7. Изменение длины звеньев экзоскелета и ее первой и второй производных по времени

пульсов человека. На этой основе решим обратную задачу динамики эмпирическим путем.

Рассмотрим модель экзоскелета, состоящую из пяти подвижных звеньев (рис. 5). Уравнения модели в матричной форме имеют вид (13) и (14).

В проведенных нами исследованиях [13] экспериментально были определены углы поворота и изменения длины звеньев, возникающие в опорно-двигательном аппарате человека при ходьбе. Проводя сплайновую интерполяцию полиномами третьей степени, получаем дважды дифференцируемые функции зависимости углов поворота и изменения длин звеньев от времени, приведенные на рис. 6 и 7.

Анализируя построенные зависимости углового перемещения от времени, можно сделать вывод, что полученные результаты для угловой скорости и углового ускорения соответствуют данным биомеханики [14]. Слишком большие значения, полученные в начале и конце движения для углового

ускорения, можно объяснить тем, что начальные условия определяли исходя из интерполяционных полиномов, а не непосредственными измерениями. Результаты проведенных расчетов близки к биомеханическим данным, приводимым в литературе, которые получены непосредственными измерениями [15].

Нами разработана методика анимационной пиктографической визуализации движения, в которой по имеющимся зависимостям углов от времени создаются анимационные модели движения. В качестве иллюстрации на рис. 8 представлены кадры кинограммы пиктографической визуализации исходного эмпирического движения.

На основании полученной эмпирической информации о движениях человека решим обратную задачу динамики — по известным кинематическим характеристикам определим усилия в шарнирах-суставах между подвижными элементами стержневой биомеханической системы. Для этого решаем линейную относительно управляющих

моментов систему дифференциальных уравнений движения (13). На рис. 9 показаны управляющие моменты, которые определяют движение следующих звеньев: M_1 — голени опорной ноги, M_2 — бедра опорной ноги, M_3 — бедра переносимой ноги, M_4 — голени переносимой ноги, M_5 — корпуса.

По приведенным зависимостям видно, что управление реальной ходьбой человека имеет ярко выраженный импульсный характер. Наблюдается качественное совпа-

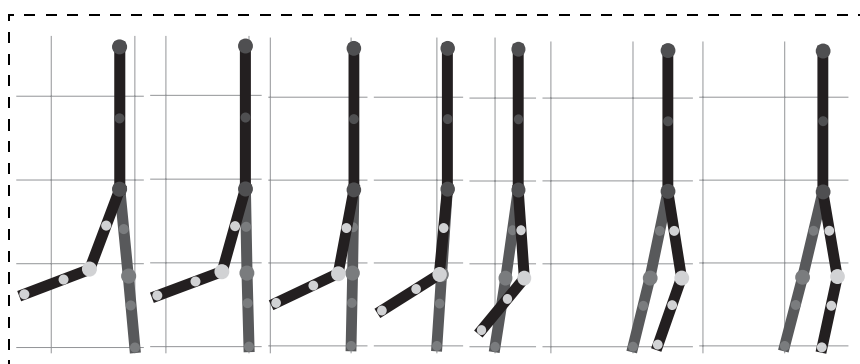


Рис. 8. Кадры кинограммы исходного эмпирического движения экзоскелета

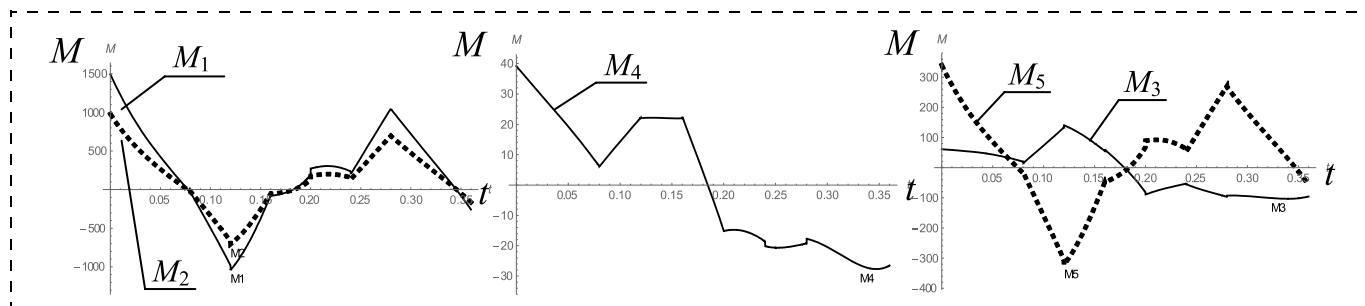


Рис. 9. Зависимости управляющих моментов в шарнирах-суставах экзоскелета от времени

дение управляющих моментов для обоих звеньев опорной ноги. Для переносимой ноги подобие выражено не так сильно.

Таким образом, эмпирически решена обратная задача динамики для экзоскелета со звеньями переменной длины.

4. Управление движением с помощью аналитически задаваемых кинематических характеристик движения

В некоторых случаях, например для людей с проблемами опорно-двигательного аппарата, для тренировки мышц при восстановлении двигательных функций человека или в спорте для тренировок с помощью экзоскелета и его частей, необходимо чтобы управление осуществлялось с помощью заданного алгоритма [16, 17]. Рассмотрим алгоритм управления на основе периодических функций, обеспечивающих антропоморфность походки экзо-

скелета [18]. Зададим функции изменения углов и длин звеньев механизма следующим образом:

$$\begin{aligned} \varphi_1(t) &= \pi/2 + j_1 \sin[f_1 - (1 - \cos[2\pi t/T])\pi/2]; \\ \varphi_2(t) &= \pi/2 + j_2 \cos[f_2 - (1 - \cos[2\pi t/T])\pi/2]; \\ \varphi_3(t) &= \pi/2 + j_3 \cos[f_3 - (1 + \cos[2\pi t/T])\pi/2]; \\ \varphi_4(t) &= \pi/2 + j_4 \sin[f_4 - (1 + \cos[2\pi t/T])\pi/2]; \\ \varphi_5(t) &= \pi/2; \\ l_1(t) &= l_1^* + l_1^* l \sin[2\pi t/T]; \\ l_2(t) &= l_2^* + l_2^* l \sin[2\pi t/T]; \\ l_3(t) &= l_3^* - l_3^* l \sin[2\pi t/T]; \\ l_4(t) &= l_4^* - l_4^* l \sin[2\pi t/T]; \\ l_5(t) &= l_5^* + l_5^* l \sin[2\pi t/T], \end{aligned} \quad (16)$$

где T — период ходьбы; j_i и f_i ($i = 1, \dots, 4$) — параметры ходьбы; l_i^* — начальная длина недеформированного звена; l — коэффициент изменения длины звена.

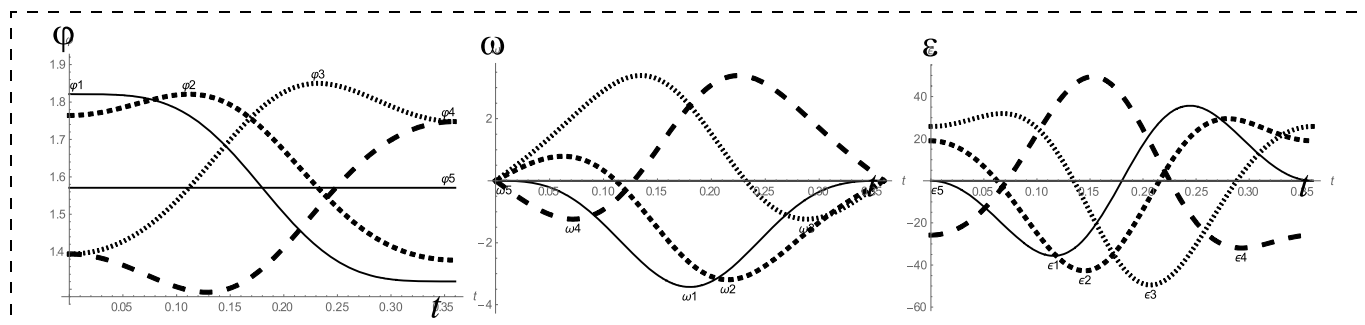


Рис. 10. Зависимость угла поворота, угловой скорости и углового ускорения подвижных звеньев экзоскелета от времени

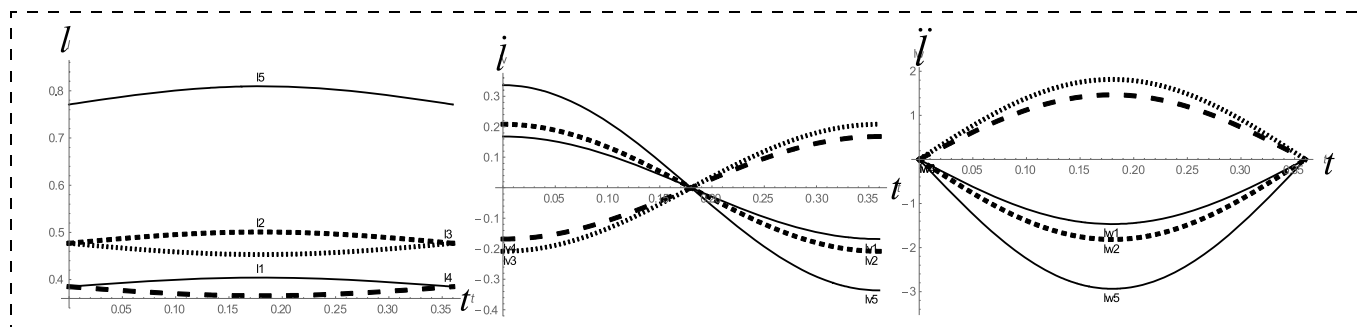


Рис. 11. Изменение длины звеньев экзоскелета и ее первой и второй производных по времени

Приведем графики задаваемых аналитически углов, угловых скоростей и угловых ускорений (рис. 10), изменения длин звеньев, их скоростей и ускорений (рис. 11), а также кадры анимации получившейся походки (рис. 12).

Управляющие моменты при такой ходьбе имеют вид, представленный на рис. 13. На рис. 13 моменты определяют движение тех же звеньев, что и на рис. 9.

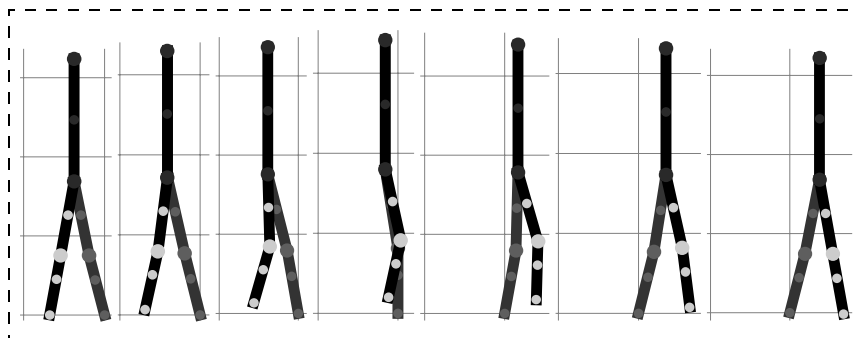


Рис. 12. Кадры кинограммы движения экзоскелета

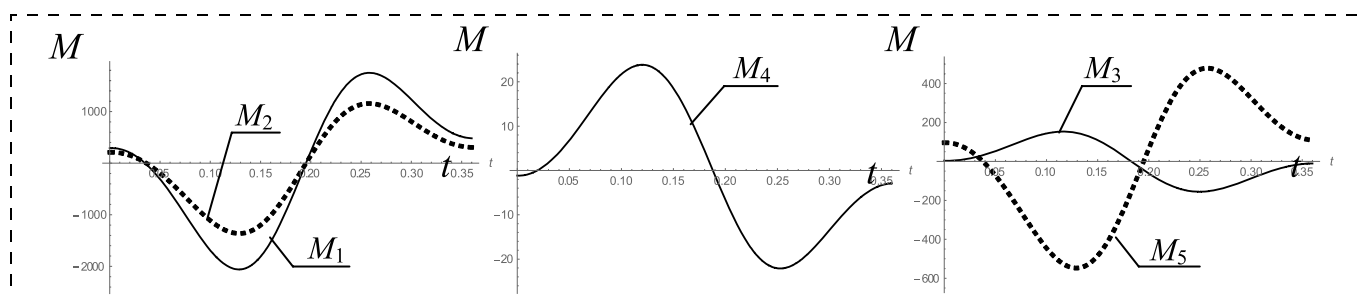


Рис. 13. Зависимости управляющих моментов в шарнирах-суставах экзоскелета от времени

Сопоставляя полученные моменты (рис. 13) с моментами, определенными эмпирическим путем (см. рис. 9) на реальных людях, видим, что качественная форма зависимостей моментов от времени сохраняется. Однако значение управляющих моментов, полученных с помощью периодических функций, больше, чем определенных на основе эмпирических данных о ходьбе человека.

Заключение

В результате проведенного исследования установлено, что походка на основе теоретически задаваемых периодических функций более энергозатратна, чем реальная ходьба человека. Этим, в частности, объясняется, почему энергозатраты современных антропоморфных роботов при ходьбе выше, чем у человека.

Список литературы

1. Basic biomechanics of the musculoskeletal system / Margaret Nordin, Victor H. Frankel ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
2. Piña-Martínez E., Rodríguez-Leal E. Inverse Modeling of Human Knee Joint Based on Geometry and Vision Systems for Exoskeleton Applications // Mathematical Problems in Engineering. Vol. 2015 (2015). 14 p. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/145734>. URL: <http://www.hindawi.com/journals/mpe/2015/145734/>
3. Справочник по теории автоматического регулирования / Под ред. А. А. Красовского М.: Наука, 1987.
4. Борисов А. В. Автоматизация проектирования стержневых экзоскелетов // Мехатроника, автоматизация, управление. 2014. № 10. С. 29–33.
5. Борисов А. В. Автоматизация разработки трехмерных моделей экзоскелетов со звеньями переменной длины // Мехатроника, автоматизация, управление. 2015. Т. 16, № 12. С. 828–835.
6. Леонов Г. А., Зегжда С. А., Кузнецов Н. В., Товстик П. Е., Товстик Т. П., Юшков М. П. Движение твердого тела, управляемое шестью стержнями переменной длины // Доклады Академии наук. 2014. Т. 455, № 3. С. 282–286.

7. Андреев А. С., Перегудова О. А. Об управлении двухзвеном манипулятором с упругими шарнирами // Нелинейная динамика. 2015. Т. 11, № 2. С. 267–277.
8. Лавровский Э. К., Письменная Е. В., Комаров П. А. Управление ходьбой экзоскелетона нижних конечностей при вязкоупругой связи его с телом человека-оператора // Мехатроника, автоматизация, управление. 2015. Т. 16, № 2. С. 96–101.
9. Градецкий В. Г., Князьков М. М., Семенов Е. А., Суханов А. Н. Движение мобильного робота по горизонтальным, наклонным и вертикальным поверхностям при наличии возмущений и подвижных препятствий // Мехатроника, автоматизация, управление. 2015. Т. 16, № 3. С. 166–173.
10. Черноусько Ф. Л., Болотник Н. Н. Мобильные роботы, управляемые движением внутренних тел // Тр. ИММ УрО РАН. 2010. Т. 16, № 5. С. 213–222.
11. Черноусько Ф. Л., Ананьевский И. М., Решмин С. А. Методы управления нелинейными механическими системами. М.: Физматлит, 2006. 328 с.
12. Борисов А. В., Кончина Л. В., Абросов Я. А. Разработка методов управления моделью экзоскелета с деформируемыми звеньями и человеком внутри // Естественные и технические науки. 2016. № 7 (97). С. 58–60.
13. Борисов А. В. Моделирование опорно-двигательного аппарата человека и применение полученных результатов для разработки модели антропоморфного робота М.: Спутник+, 2009. 212 с.
14. Зациорский В. М., Аруин А. С., Селуянов В. Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981. 143 с.
15. Yamada H. Strength of biological materials. Baltimore: Williams and Wilkins, 1970. 405 p.
16. Головин В. Ф., Архипов М. В., Павловский В. Е. Особенности проектирования робототехнических систем для восстановительной медицины // Мехатроника, автоматизация, управление. 2015. Т. 16, № 10. С. 664–671.
17. Алисейчик А. П., Орлов И. А., Павловский В. Е., Павловский В. В., Платонов А. К. Механика и управление экзоскелетами нижних конечностей для нейрореабилитации спинальных больных // XI Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики. Аннотации докладов (Казань, 20–24 августа 2015 г.). Казань: Изд-во Академии наук РТ, 2015. 319 с.
18. Бербюк В. Е. Динамика и оптимизация робототехнических систем. Киев: Наукова Думка, 1989. 192 с.

Comparative Analysis of the Exoskeleton Control Algorithms with the Links of a Variable Length

A. V. Borisov, BorisowAndrej@yandex.ru ✉, **L. V. Konchina**, la_kon@mail.ru,
Branch of the National Research University "Moscow Power Engineering Institute" in Smolensk,
Smolensk, 214013, Russian Federation

Corresponding author: **Borisov Andrew V.**, Ph. D., Associate Professor, Chair of Higher Mathematics,
Branch of the National Research University "Moscow Power Engineering Institute" in Smolensk,
Smolensk, 214013, Russian Federation, e-mail: BorisowAndrej@yandex.ru

Received on September 25, 2016

Accepted on October 14, 2016

Automation of movement of the anthropomorphic systems is an important task. It requires development of various motion control algorithms. Control of the exoskeleton is typically done using the reader and gain of the control pulses of a person. However, such a control cannot be implemented, for example, for the recovery of the motor abilities after injuries of the vertebrae and for learning to walk again, or in sports training with the help of the exoskeleton or its parts. In this case, the analytical motion control algorithms are required. The article presents a comparative analysis of these two approaches to the task of the motion control of the exoskeleton. As an illustration, the authors present a graphical dependence of the basic kinematic and dynamic parameters of the walking time and footage of the split-pictorial visualization of a model of an exoskeleton. The difference of this work from the existing ones is in the use of the exoskeleton links of a variable length. The paper describes a model of a link of a variable length in the form of a weightless rod and three lumped masses located at the ends of the rod, and an arbitrary point of the rod between its ends. The masses in the hinges-joints, except the movable joints, can be modeled by a motor mounted on a hinge pin having a substantial mass and creating the control point. Giving each lot a certain value, it is possible to obtain such a distribution of the masses on the rod, which approximately corresponds to the inertial properties of the link in the musculoskeletal system of a person. The differential equations of motion for the single-link and multi-chain systems were obtained. Generalizations for development of an effective matrix and recursive algorithms for writing differential equations of motion for the multi-link systems composed of links of variable length were composed. A study revealed that control of a real human walk had a pronounced pulsed character, while a gait, based on the theoretically specified periodic functions, was more energy intensive than a real human walk. This, in particular, explains why the energy consumption of the modern anthropomorphic robots during walking is higher than that of humans.

Keywords: exoskeleton, control algorithms, link of variable length, the kinematic characteristics of the motion, control points

Acknowledgements: This work was supported by RFBR (grant number 15-41-03224r_tsentr_A)

For citation:

Borisov A. V., Konchina L. V. Comparative Analysis of the Exoskeleton Control Algorithms with the Links of a Variable Length, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2017, vol. 18, no. 4, pp. 238–245.

DOI: 10.17587/mau.18.238-245

References

1. **Nordin M., Frankel V. H.** ed. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
2. **Piña-Martínez E., Rodríguez-Leal E.** Inverse Modeling of Human Knee Joint Based on Geometry and Vision Systems for Exoskeleton Applications, *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2015 (2015), 14 p., <http://dx.doi.org/10.1155/2015/145734>. available at: <http://www.hindawi.com/journals/mpe/2015/145734/>
3. **Krasovskii A. A.** ed. *Spravochnik po teorii avtomaticheskogo regulirovaniya* (Manual control theory), Moscow, Nauka, 1987 (in Russian).
4. **Borisov A. V.** Avtomatizatsiya proektirovaniya sterzhnevyyh jekzoskeletov (Computer-aided design of rod exoskeletons), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2014, no. 10, pp. 29–33 (in Russian).
5. **Borisov A. V.** Avtomatizatsiya razrabotki trekhmernyyh modeley jekzoskeletov so zven'jami peremennoy dliny (Automating the development of three-dimensional models of exoskeletons with units of variable length), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2015, vol. 16, no. 12, pp. 828–835 (in Russian).
6. **Leonov G. A., Zegzhda S. A., Kuznecov N. V., Tovstik P. E., Tovstik T. P., Jushkov M. P.** Dvizhenie tverdogo tela, upravlyаемое šest'ju sterzhnjami peremennoy dliny (The solid-state movement, controlled by six rods of variable length), *Doklady Akademii Nauk*, 2014, vol. 455, no. 3, pp. 282–286 (in Russian).
7. **Andreev A. S., Peregudova O. A.** Ob upravlenii dvuhzvennyy manipulatorom s uprugimi sharnirami (On management articulated manipulator with elastic joints), *Nelinejnaya Dinamika*, 2015, vol. 11, no. 2, pp. 267–277 (in Russian).
8. **Lavrovskij Je. K., Pis'mennaja E. V., Komarov P. A.** Upravlenie hod'boj jekzoskeletona nizhnih konechnostej pri vjazkouprugoj svyazi ego s telom cheloveka-operatora (Managing walking exoskeleton lower extremities with viscoelastic its connection with the body of a human operator), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2015, vol. 16, no. 2, pp. 96–101 (in Russian).
9. **Gradeckij V. G., Knjaz'kov M. M., Semjonov E. A., Suhajnov A. N.** Dvizhenie mobil'nogo robota po gorizontaln'ym, naklonnym i vertikal'nym poverhnostjam pri nalichii vozmushhenij i podvizhnyh prepyatstvij (Mobile robot movement on horizontal, sloping and vertical surfaces in the presence of disturbances and moving obstacles), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2015, vol. 16, no. 3, pp. 166–173 (in Russian).
10. **Chernous'ko F. L., Bolotnik N. N.** Mobil'nye roboty, upravlyаемые dvizheniem vnutrennih tel (Mobile robots controlled by the movement of internal bodies), *Tr. IMM UrO RAN*, 2010, vol. 16, no. 5, pp. 213–222 (in Russian).
11. **Chernous'ko F. L., Anan'evskij I. M., Reshmin S. A.** Metody upravleniya nelinejnymi mehanicheskimi sistemami (Control methods nonlinear mechanical systems), Moscow, Fizmatlit, 2006, 328 p. (in Russian).
12. **Borisov A. V., Konchina L. V., Abrosov Ja. A.** Razrabotka metodov upravlenija model'ju jekzoskeleta s deformiruemyymi zven'jami i chelovekom vnutri (Development of model management exoskeleton with deformable links and man inside), *Estestvennyye i Tehnicheskie Nauki*, 2016, no. 7 (97), pp. 58–60 (in Russian).
13. **Borisov A. V.** Modelirovanie oporno-dvigatel'nogo apparata cheloveka i primenenie poluchennyh rezul'tatov dlja razrabotki modeli antropomorfного robota (Modeling of human musculoskeletal system and use the results to develop a model anthropomorphic robot), Moscow, Sputnik +, 2009, 212 p. (in Russian).
14. **Zaciorskij V. M., Aruin A. S., Selujanov V. N.** Biomehanika dvigatel'nogo apparata cheloveka (Biomechanics of human musculoskeletal apparatus), Moscow, Fizkul'tura i sport, 1981, 143 p. (in Russian).
15. **Yamada H.** Strength of biological materials, Baltimore: Williams and Wilkins, 1970, 405 p.
16. **Golovin V. F., Arhipov M. V., Pavlovskij V. E.** Osobennosti proektirovaniya robototekhnicheskikh sistem dlja vosstanovitel'noj mediciny (Features of designing robotic systems for regenerative medicine), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2015, vol. 16, no. 10, pp. 664–671 (in Russian).
17. **Alisejchik A. P., Orlov I. A., Pavlovskij V. E., Pavlovskij V. V., Platonov A. K.** Mehanika i upravlenie jekzoskeletami nizhnih konechnostej dlja nejrreabilitacii spinal'nyh bol'nyh (Mechanics and management of lower extremity exoskeleton for neurorehabilitation of patients with spinal), *XI Vserossijskij s'ezd po fundamental'nyh problemam teoreticheskoi i prikladnoj mehaniki. Annotacii dokladov* (Kazan', 20–24 august 2015), Kazan', Publishing house of Akademia nauk RT, 2015, 319 p. (in Russian).
18. **Berbjuk V. E.** Dinamika i optimizatsiya robototekhnicheskikh sistem (Dynamics and optimization of robotic systems), Kiev, Naukova Dumka, 1989, 192 p. (in Russian).