

УДК 615.477:796.012

В. П. Глазков, д.р. техн. наук, проф., **А. А. Большаков**, д.р. техн. наук, проф.,
А. А. Кулик, аспирант, kulikalekse@yandex.ru,
Саратовский государственный технический университет им. Ю. А. Гагарина

Исследование движения электромеханического протеза бедра на основе математического моделирования

Предлагается конструкция электромеханического протеза бедра. Разработана математическая модель его движения. Проведены исследования работы устройства управления протеза на устойчивость.

Ключевые слова: протез бедра, математическое моделирование, устойчивость

Введение

В настоящее время благодаря активному развитию протезостроения в мире появилось большое число разнообразных аппаратов и механизмов, способствующих перемещению человека с ампутированной ногой. Как правило, такие устройства включают: приемную гильзу, коленный модуль, связанный стойкой с голеностопным шарниром и стопой механизма [1].

Современные протезостроительные компании, такие как Otto Bock, Ossure, РКК "Энергия", уделяют большое внимание проектированию коленных модулей с различными видами модификаций: механические системы без приводного устройства, коленные модули с гидро-, электро- и пневмоприводами [2–4]. Например, разработчиками компании Otto Bock спроектирован коленный модуль C-leg [5], использование которого позволяет значительно уменьшить атрофию мышц культы. Сенсорные датчики, вмонтированные в несущий модуль, 50 раз в секунду считывают показания: частоту перехода пациента с пятки на носок, значение нагрузки, угол наступания на стопу, скорость ходьбы. Данные передаются в микропроцессор, установленный в верхней части коленного модуля, который обрабатывает показания датчиков и регулирует открывание/закрывание клапанов гидравлического цилиндра. Таким образом, система управления подстраивает работу коленного модуля под индивидуальную походку пациента. Питание датчиков, микропроцессора и электроники осуществляется от интегрированного аккумулятора. Настройка модуля выполняется специалистами на основе Bluetooth-соединения, коленного модуля и персонального компьютера [5].

Однако существенным недостатком устройства подобного класса является высокая стоимость ап-

парата для российского потребителя. При этом отечественная протезостроительная продукция значительно уступает зарубежным аналогам по техническим характеристикам и эргономическим показателям. Поэтому для улучшения условий быта людей, страдающих заболеваниями опорно-двигательного аппарата, крайне важно развивать высокотехнологичное протезостроение на территории Российской Федерации.

Этот процесс предусматривает наряду с производством и реализацией готовой продукции конечному потребителю выполнение научно-исследовательских работ на ранних стадиях проектирования протезов и их элементов, что, в свою очередь, позволит значительно повысить качество выпускаемой протезостроительной продукции по сравнению с зарубежными аналогами.

Постановка задачи

Цель настоящей работы заключается в создании электромеханического протеза бедра, позволяющего обеспечить плавность движения пользователя с устройством и обладающего меньшей стоимостью по сравнению с зарубежными аналогами.

Конструирование такого устройства включает решение следующих задач:

1. Разработка конструкции протеза.
2. Проведение математического моделирования движения устройства. При этом движение разрабатываемого устройства должно соответствовать естественному движению человека.
3. Исследование работы устройства управления протеза на устойчивость.

Описание конструкции

Конструкция предполагаемого варианта электромеханического протеза бедра представлена на рис. 1.

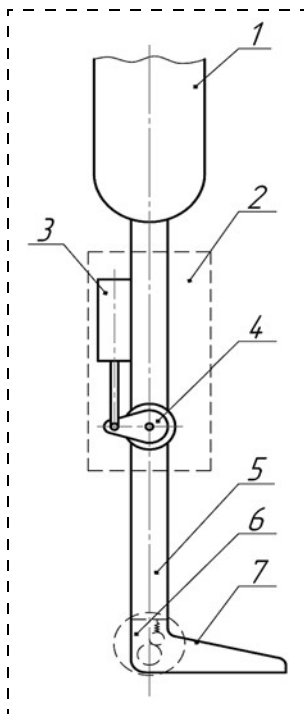


Рис. 1. Электромеханический протез бедра:
 1 — приемная гильза; 2 — коленный модуль; 3 — линейный электропривод; 4 — кулачок; 5 — стойка; 6 — голеностопный узел; 7 — стопа

По принципу работы и управлению протез соответствует системе разгрузки скелета человека [6]. Начальный сигнал управления формируется пьезодатчиками, расположенными внутри приемной гильзы механизма. В процессе движения устройства управление перемещением выходного штока привода осуществляется микроконтроллером согласно сигналам, получаемым от датчиков обратной связи. В качестве датчиков обратной связи могут быть использованы датчики угла и давления, размещенные в голеностопном узле устройства и на его стопе. Плавность движения протеза обеспечивается компенсирующими элементами, расположенными в области коленного и голеностопного шарниров.

Предлагаемая конструкция протеза позволяет в значительной степени упростить управление коленного модуля и, как следствие, уменьшить его стоимость.

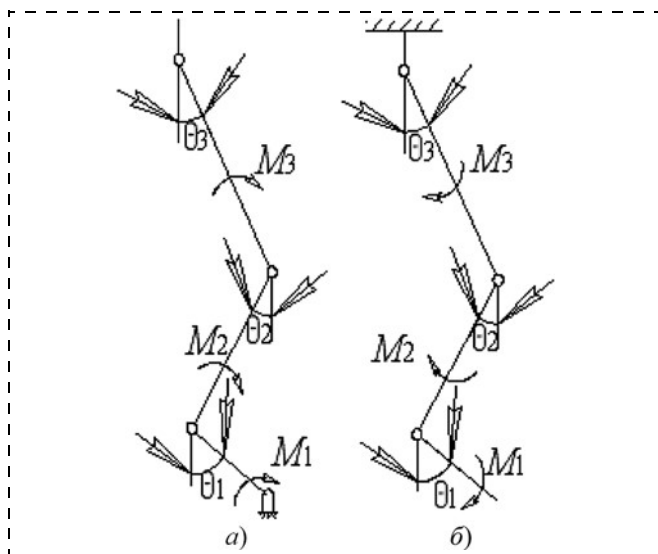


Рис. 2. Модель трехзвенной механической ноги:
 а — фаза опоры; б — фаза переноса

Математическое моделирование движения электромеханического протеза бедра

На первоначальной стадии проектирования рассматриваемого устройства построена математическая модель движения протеза. В качестве исходной математической модели принята модель движения трехзвенной механической ноги, предложенная Като, кинематическая схема которой представлена на рис. 2.

Из схемы видно, что перемещение трехзвенной механической ноги соответствует движению предлагаемого электромеханического протеза и включает две стадии движения: фазы опоры и переноса. Во время фазы опоры обе ноги находятся на поверхности; во время фазы переноса одна из ног — опорная находится в процессе переноса. При ходьбе эти фазы чередуются [7].

Дифференциальные уравнения, описывающие зависимость $M = f(\theta)$ для механической ноги Като, имеют следующий вид [8]:

а) для фазы опоры:

$$\begin{aligned} & \{I_1 + m_1 a_1^2 + (m_2 + m_3) l_1^2\} \ddot{\theta}_1 + \{m_2 l_2 l_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + \\ & + m_3 l_1 l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)\} \ddot{\theta}_2 + \{m_3 l_1 a_3 \cos(\theta_1 - \theta_3)\} \ddot{\theta}_3 - \\ & - (G_1 a_1 + G_2 l_1 + G_3 l_1) \sin \theta_1 = M_1 - M_2 - M_3; \\ & \{m_2 l_1 a_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)\} \ddot{\theta}_1 + \\ & + [I_2 + m_2 a_2^2 + m_3 l_2^2] \ddot{\theta}_2 + \{m_3 l_2 a_3 \cos(\theta_2 - \theta_3)\} \ddot{\theta}_3 - \\ & - (G_2 a_2 + G_3 l_2) \sin \theta_2 = M_2 - M_3; \\ & \{m_3 l_1 a_3 \cos(\theta_1 - \theta_3)\} \ddot{\theta}_1 + \{m_3 l_1 a_3 \cos(\theta_2 - \theta_3)\} \ddot{\theta}_2 + \\ & + (I_3 + m_3 a_3^2) \ddot{\theta}_3 - G_3 a_3 \sin \theta_3 = M_3; \end{aligned} \quad (1)$$

б) для фазы переноса:

$$\begin{aligned} & \{I_3 + m_3 b_3^2 + (m_2 + m_1) l_3^2\} \ddot{\theta}_3 + \{m_2 l_3 b_2 \cos(\theta_3 - \theta_2) + \\ & + m_1 l_3 l_2 \cos(\theta_3 - \theta_2)\} \ddot{\theta}_2 + \{m_1 l_3 b_1 \cos(\theta_3 - \theta_1)\} \ddot{\theta}_1 + \\ & + (G_3 b_3 + G_2 l_3 + G_1 l_3) \sin \theta_3 = M_3 - (M_2 - M_1); \\ & \{m_2 l_3 b_2 \cos(\theta_3 - \theta_2) + m_1 l_3 l_2 \cos(\theta_3 - \theta_2)\} \ddot{\theta}_3 + \\ & + (I_2 + m_2 b_2^2 + m_1 l_2^2) \ddot{\theta}_2 + \{m_1 l_2 b_2 \cos(\theta_2 - \theta_1)\} \ddot{\theta}_1 + \\ & + (G_2 b_2 + G_1 l_2) \sin \theta_2 = M_2 - M_1; \\ & \{m_1 l_3 b_1 \cos(\theta_3 - \theta_1)\} \ddot{\theta}_3 + \{m_1 l_2 b_1 \cos(\theta_3 - \theta_2)\} \ddot{\theta}_2 + \\ & + (I_1 + m_1 b_1^2) \ddot{\theta}_1 + G_1 b_1 \sin \theta_1 = M_1, \end{aligned} \quad (2)$$

где m_1, m_2, m_3 — соответствующая масса звена; l_1, l_2, l_3 — расстояние между суставами; a_1, a_2, a_3 — расстояние между центрами тяжести звена и соответствующего сустава; b_1, b_2, b_3 — расстояние между центрами тяжести звена и соответствующей точкой опоры; G_1, G_2, G_3 — вес звеньев; M_1, M_2, M_3 — суставные моменты; $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ — угловые координаты, измеренные от вертикали.

Однако согласно конструкции протеза бедра основными элементами устройства являются коленный модуль и стопа, шарнирно соединенные между собой, что позволяет не учитывать движение в та-

зобедренном суставе и принять $\theta_3 = 0$ и $M_3 = 0$. Учитывая это условие в уравнениях (1) и (2) с учетом массово-геометрических параметров строения бедра человека, можно получить математическую модель движения электромеханического протеза бедра в виде системы дифференциальных уравнений:

а) для фазы опоры:

$$\begin{aligned} & \{I_1 + m_1 a_1^2 + (m_2 + m_3) l_1^2\} \ddot{\theta}_1 + \\ & + \{m_2 l_2 l_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)\} \ddot{\theta}_2 - \\ & - (G_1 a_1 + G_2 l_1 + G_3 l_1) \sin \theta_1 = M_1 - M_2; \quad (3) \\ & \{m_2 l_1 a_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)\} \ddot{\theta}_1 + \\ & + [I_2 + m_2 a_2^2 + m_3 l_2^2] \ddot{\theta}_2 - (G_2 a_2 + G_3 l_2) \sin \theta_2 = M_2; \end{aligned}$$

б) для фазы переноса:

$$\begin{aligned} & (I_2 + m_2 b_2^2 + m_1 l_2^2) \ddot{\theta}_2 + \{m_1 l_2 b_2 \cos(\theta_2 - \theta_1)\} \ddot{\theta}_1 + \\ & + (G_2 b_2 + G_1 b_2) \sin \theta_2 = M_2 - M_1; \quad (4) \\ & (I_1 + m_1 b_1^2) \ddot{\theta}_1 + G_1 b_1 \sin \theta_1 = M_1. \end{aligned}$$

Подставляя значения углов поворота коленного и голеностопного суставов человека, полученные в результате математического моделирования его движения [5], в уравнения (3) и (4), можно определить значения моментов, прикладываемых к коленному и голеностопному шарнирам механизма. Зависимости $M_i = f(t)$ представлены на рис. 3, 4.

Как видно из зависимостей, представленных на рис. 3 и 4, значения моментов, формируемых относительно шарниров механизма, несущественно отличаются от значений моментов, прикладываемых к голени и стопе здорового человека, которые составляют $M_{1\max} = 4 \text{ Н} \cdot \text{м}$, $M_{2\max} = 22 \text{ Н} \cdot \text{м}$ соответственно.

Дальнейшее исследование динамики движения электромеханического протеза бедра связано с определением усилий, формируемых силовыми элементами устройства и прикладываемых к его шарнирам. В качестве силового элемента коленного модуля протеза выбран линейный электропривод, а компенсирующим, силовым элементом стопы является пружина растяжения (сжатия).

Наряду с определением усилия, которое формируется линейным электроприводом, целесообразно вычислить скорость перемещения его штока, что позволит выбрать электропривод с техническими характеристиками, соответствующими естественному движению человека.

Усилия, формируемые электроприводом коленного модуля и пружинами голеностопного узла механизма, можно определить по формулам

$$P_1 = M_1 / l_1; \quad (5)$$

$$P_2 = M_2 / l_2, \quad (6)$$

где P_1, P_2 — усилия, прикладываемые к коленному и голеностопному шарнирам, соответственно; M_1, M_2 —

моменты вращения, формируемые относительно коленного и голеностопного шарниров протеза; l_1 — длина стопы протеза; l_2 — расстояние от центра шарнира до выходного штока электропривода.

Скорость выходного штока электропривода вычисляется по формуле

$$v = \frac{1}{m} \int_0^t P dt, \quad (7)$$

где v — скорость перемещения выходного штока электропривода; P — усилие, формируемое линейным электроприводом; m — суммарная масса коленного модуля со стопой.

На рис. 5–7 представлены результаты вычислений усилий, формируемых силовыми элементами электромеханического протеза бедра, и скорость перемещения выходного штока электропривода.

Таким образом, предложена конструкция электромеханического протеза бедра, движение которого соответствует естественному движению человека, согласно результатам проведенного математического

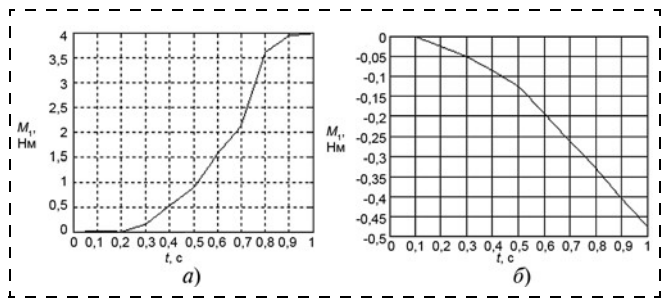


Рис. 3. Зависимость $M_1 = f(t)$ для голеностопного сустава: а — фаза опоры; б — фаза переноса

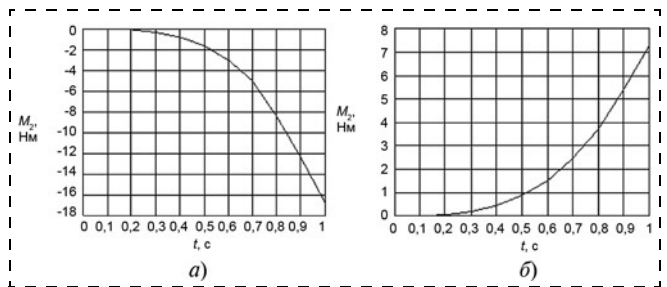


Рис. 4. Зависимость $M_2 = f(t)$ для коленного сустава: а — фаза опоры; б — фаза переноса

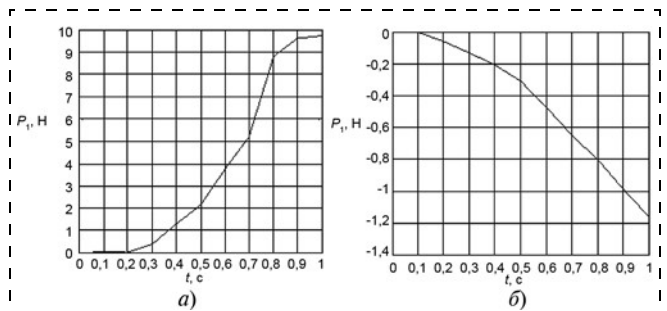


Рис. 5. Зависимость $P_1 = f(t)$ для голеностопного сустава: а — фаза опоры; б — фаза переноса

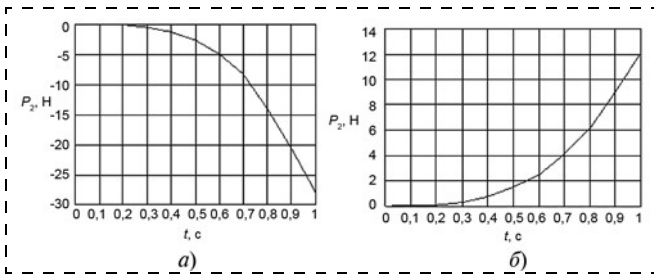


Рис. 6. Зависимость $P_2 = f(t)$ для коленного сустава: а — фаза опоры; б — фаза переноса

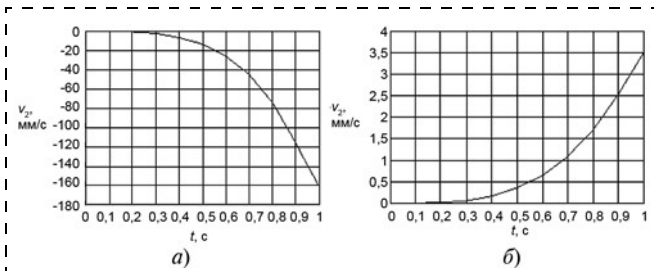


Рис. 7. Зависимость $v_2 = f(t)$ для коленного сустава: а — фаза опоры; б — фаза переноса

моделирования его движения. Определены основные технические параметры силовых элементов механизма, что позволяет осуществить дальнейшие исследования движения протеза на устойчивость и разработать программу управления работы линейного электропривода.

Исследование работы устройства управления протеза на устойчивость

Движение рассматриваемого электромеханического протеза бедра будет считаться устойчивым, если выполняются следующие условия:

- работа системы управления устройством должна быть устойчивой;
- отклонение действительных значений углов вращения звеньев протеза от их заданных должно быть минимальным.

Устройством управления в протезе является линейный электропривод со следящей системой контроля, структурная схема которого показана на рис. 8 [9].

Исследование следящего электропривода на устойчивость может быть осуществлено по его

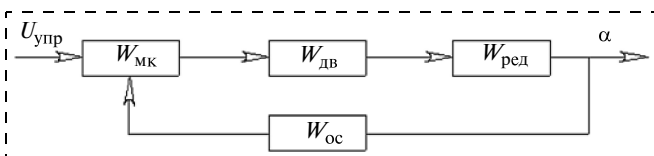


Рис. 8. Структурная схема следящего электропривода: $W_{МК}$ — микроконтроллер, $W_{дв}$ — мотор-редуктор постоянного тока, $W_{ред}$ — редуктор, $W_{ос}$ — датчик обратной связи, $U_{упр}$ — управляющий сигнал, α — заданный угол поворота выводного вала электродвигателя

разомкнутой передаточной функции и переходному процессу. Разомкнутая система характеризуется следующей передаточной функцией:

$$W_p = \frac{K_{ус} K_{двиг} K_{ред}}{(T_M p + 1) p}, \quad (8)$$

где $K_{ус}$ — коэффициент усиления, $K_{двиг}$ — коэффициент электродвигателя, $K_{ред}$ — коэффициент редуктора, T_M — постоянная составляющая машинного времени.

Передаточная функция замкнутой системы имеет вид

$$W_3 = \frac{K_{двиг} K_{ред}}{T_M p^2 + p + K_{двиг} K_{ред} K_{ос}}, \quad (9)$$

где $K_{ос}$ — коэффициент обратной связи.

Для получения переходного процесса следящего электропривода запишем передаточную функцию относительно выхода:

$$Y(p) = W(p)X(p), \quad (10)$$

где $X(p) = 1/p$ — единичное ступенчатое воздействие, $W(p)$ — передаточная функция замкнутой системы следящего электропривода.

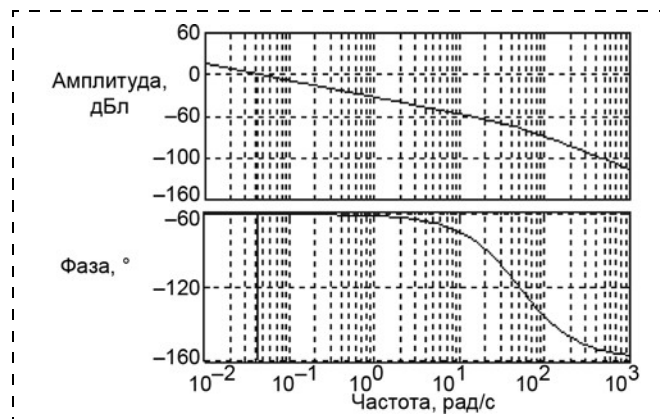


Рис. 9. Логарифмическая частотная характеристика разомкнутой системы

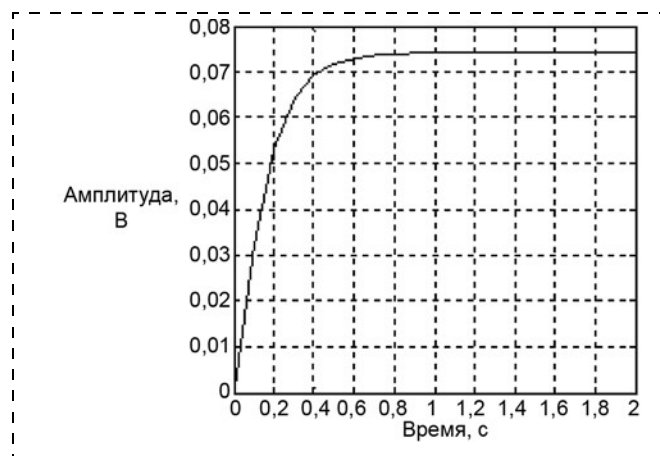


Рис. 10. Переходный процесс при единичном ступенчатом воздействии на систему

Передаточную функцию разомкнутой системы и переходный процесс устройства управления (9)—(10) определяли с использованием программной среды MATLAB. Логарифмическая частотная характеристика (ЛЧХ) и переходный процесс замкнутой системы представлены на рис. 9 и 10.

Из приведенной зависимости ЛЧХ (рис. 9) и переходного процесса (рис. 10) электропривода со следящей системой видно, что рассматриваемый электрический привод устойчив, так как запас по фазе 90° , а по амплитуде — ∞ , что свидетельствует о нецелесообразности использования корректирующего устройства. Время переходного процесса составляет 1,0 с.

Таким образом, можно сделать вывод, что выбранное устройство управления обеспечивает устойчивую работу протезируемой системы за период времени, равный 1,0 с.

Заключение

Таким образом, в процессе решения поставленной задачи разработана конструкция и система управления электромеханического протеза бедра, позволяющие обеспечить плавность движения пользователя, использующего устройство.

Получена математическая модель движения электромеханического протеза бедра, которая позволяет изучить физические закономерности, возникающие при движении человека; исследовать

управление протезами и системами протезирования; создать опытные образцы устройств подобного класса. Таким образом, предложенная имитационная модель может быть использована для дальнейших исследований.

Кроме того, в работе исследовано движение систем протезирования на устойчивость. При этом установлено, что рассматриваемая система является устойчивой при выбранной элементной базе для электропривода со следящей системой контроля.

Список литературы

1. **Протезно-ортопедические** изделия. URL: <http://pozvonochnik.info/text/10/content/23/> (дата обращения 15.03.2013).
2. **Пат. 60344 РФ**, МПК⁷ А61 F2/64. Модуль коленный / Журавлев В. П.; заявитель и патентообладатель ООО нейроортопедический центр "ОртоС" — № 2006129523/22; заявл. 14.09.06; опубл. 27.01.07, Бюл. № 3 (II ч.). 3 с.
3. **Пат. 2266722 РФ**, МПК⁷ А61 F2/64, А61F2/68. Управляемый электроникой протезный коленный сустав, протезный узел и способ управления. № 2002118693/14; заявл. 22.01.01; опубл. 27.12.05; приоритет 20.01.00, № 60/177,108 (США).
4. **The Technology of the Power Knee**. URL: <http://ossur.com> (дата обращения 20.03.2013).
5. **Высокие технологии для улучшения качества жизни**. URL: http://ottobock.ru/cps/rde/xchg/ob_ru_ru/hs.xml/850.html (дата обращения 20.03.2013).
6. **Глазков В. П., Непран Л. П., Кулик А. А., Фролов Н. И.** Система для разгрузки нижних конечностей человека // Вестник СГТУ. 2009. № 4 (43). Вып. 2. С. 170—173.
7. **Охоцимский Д. Е., Голубев Ю. Ф.** Механика и управление движением автоматического шагающего аппарата. М.: Наука, 1984.
8. **Вукобратович М.** Шагающие роботы и антропоморфные механизмы. М.: Наука, 1976.
9. **Воронев А. А.** Основы теории автоматического управления. М.: Энергия, 1980.

V. P. Glazkov, Professor, A. A. Bolshakov, Professor,
A. A. Kulik, Postgraduate student, kulikalekse@yandex.ru,
Saratov state technical university named after Yuri Gagarin

Investigation the Motion of the Electromechanically Prosthesis for Human's Hip with Using Mathematic Model

In article considered the construct and control of the electromechanically prosthesis for human's hip. It has a low cost for the consumer and more simple control system compared with foreign devices. Particular attention is paid to investigation of electric drive of the control system on stability. This problem is the important engineering task, which allows evaluating the quality of choice prosthesis's elements.

Also in article considered the investigation the dynamic motion of the electromechanically prosthesis of human's hip, which includes definition of the low changes of the torques of mechanism's joints, calculation the efforts created by power elements (the linear actuator and the mainspring), definition the speed of moving the output rod of the drive. The results of modeling the motion of the prosthesis allow determine the technical specification his power elements and design the program for control of the linear drive.

Keywords: prosthesis for human's hip, mathematic model, stability

References

1. **Протезно-ортопедические** изделия. URL: <http://pozvonochnik.info/text/10/content/23/> (date of access 15.03.2013).
2. **Pat. 60344 RF**, МПК⁷ А61 F2/64. Modul' kolennyi. Zhuravlev V. P.; zayavitel' i patentoobladatel' ООО neyroortopedicheskiy tsentr "OrtoS" — № 2006129523/22 ; zayavl. 14.09.06; opubl. 27.01.07, Byul. № 3 (II ch.). 3 p.
3. **Pat. 2266722 RF**, МПК⁷ А61 F2/64, А61F2/68. Upravlyаемый elektronikoy proteznyy kolennyi sustav, proteznyy uzel i sposob upravleniya vrashcheniem elektronnoy proteza kolennogo sustava. Deffenbaukh B. D. (SShA); zayavitel' i patentoobladatel' Massachusetts Institute of Technology; № 2002118693/14; zayavl. 22.01.01; opubl. 27.12.05; prioritets 20.01.00, № 60/177,108 (SShA).

4. **The Technology of the Power Knee**. URL: <http://ossur.com> (date of access 20.03.2013).
5. **Vysokie** tekhnologii dlya uluchsheniya kachestva zhizni. URL: http://ottobock.ru/cps/rde/xchg/ob_ru_ru/hs.xml/850.html (date of access 20.03.2013).
6. **Glazkov V. P., Nepnan L. P., Kulik A. A., Frolov N. I.** Sistema dlya razgruzki nizhnikh konechnostey cheloveka. *Vestnik SGTU*. 2009. N. 4 (43). Iss. 2. P. 170—173.
7. **Okhotsimskiy D. E., Golubev Yu. F.** Mekhanika i upravlenie dvizheniem avtomaticheskogo shagayushchego apparata. M.: Nauka, 1984.
8. **Vukobratovich M.** Shagayushchie roboty i antropomorfnye mekhanizmy. M.: Nauka, 1976.
9. **Voronov A. A.** Osnovy teorii avtomaticheskogo upravleniya. M.: Energiya, 1980.