

## **ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ПОЗЫ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КОМПЬЮТЕРНЫЙ СИНТЕЗ ДВИГАТЕЛЬНОГО ДЕЙСТВИЯ ЧЕЛОВЕКА**

*Сотский Н.Б.*

Белорусский государственный университет физической культуры,  
г. Минск, Республика Беларусь  
e-mail: nsotsky@gmail.com

*В статье предлагается оригинальный подход к исследованию физических упражнений, в основе которого лежит измерение параметров, определяющих позу человека, и последующее использование полученной информации для компьютерного синтеза двигательных действий. Предложенный метод позволяет выявлять важнейшие составляющие двигательного действия, такие как элементы осанки и управляющие движения в суставах, строить эффективные методики обучения, совершенствования его исполнения.*

**Ключевые слова:** поза, суставы, компьютерный синтез.

### **Введение**

Поза и ее изменения являются основой двигательной активности человека в ходе его жизнедеятельности. Это относится как к повседневным двигательным действиям, так и к физическим упражнениям, имеющим место в спорте, оздоровительной или лечебной физической культуре [1].

Представления современной биомеханики, связанные с педагогическими аспектами спортивных движений, однозначно указывают на формирование двигательных действий на основе сочетания таких составляющих закона изменения позы, как элементы осанки и управляющие движения в суставах [2]. При этом благодаря элементам осанки создается механизм для пространственных перемещений заданным образом, а управляющие движения выполняют роль энергетического обеспечения двигательного действия.

В работе [3] показана возможность записи и последующего анализа закона изменения позы человека на примере спортивных движений, предложена матричная форма записи позы на основе определения суставных углов учетом анатомических ограничений, связанных с природой опорно-двигательного аппарата человека. В данной работе описаны возможности оценки не только статических поз, но и запись переменной позы, изменение которой происходит в ходе двигательного действия.

Предложенные решения позволяют ставить и решать задачи исследования двигательных действий человека в плане определения роли управляющих движений в суставах при достижении цели физического упражнения. Это позволяет понять принцип формирования физического упражнения, оптимизировать подходы к его освоению, эффективно корректировать двигательные ошибки, создавать технические более совершенные двигательные действия.

В данной статье представлена методика биомеханического компьютерного синтеза двигательных действий, созданная на основе определения и измерения позы, позволяющая в дальнейшем ответить на обозначенные выше вопросы.

### **Основная часть**

Исследование, связанное с биомеханическим компьютерным синтезом предполагает следующие основные этапы:

- фиксация двигательного действия с помощью скоростной видеоаппаратуры;
- разбиение его на фазы и определение цели каждой из фаз (в большинстве двигательных действий это осуществление программ места и ориентации [4]);
- определение и формализация закона изменения позы при его выполнении;
- введение полученного закона в уравнения, выражающие закон движения модели;

– исследование поведения модели при введении различных вариаций в параметры суставных движений.

Первые два из перечисленных этапов биомеханического компьютерного синтеза физического упражнения не имеют прямого отношения к тематике развиваемого направления и к настоящему моменту носят классический характер [4], поэтому в их отношении ограничимся общими замечаниями. Так, фиксация двигательного действия может быть осуществлена любой записывающей аппаратурой с подходящей разрешающей способностью и частотой съемки, адекватной времени выполняемого движения. В частности, при осуществлении исследования вполне может быть использована камера марки *Casio EX-F1* [5] с частотой съемки 300 кадров в секунду. Естественно, имеются и более профессиональные камеры для исследования спортивных движений, в комплект которых входят специальные маркеры, но, на наш взгляд, здесь главной задачей является не столько сверхвысокая точность фиксации параметров, сколько возможность перевода реального исполнения физического упражнения в механико-математическую модель с разумной степенью приближения.

Обработка изображения может быть также произведена как простыми, так и более продвинутыми в технологическом отношении методами. Здесь важно участие педагога-специалиста по исследуемому упражнению. С его помощью устанавливаются границы фаз и цели каждой из них. Аналогичные задачи не сложны, они уже решаются, например, в учебном процессе по биомеханике – предмете, преподаваемой в Белорусском государственном университете физической культуры [6]. В эту исследовательскую методику входит и матричная запись позы спортсмена, выполняющего двигательное действие.

В результате реализации этих этапов у исследователя появляется информация о фазах двигательного действия, их целях и о законе изменения позы в каждой из них. Дальнейшее исследование должно быть связано с выяснением роли суставных движений в ходе компьютерного синтеза фаз двигательного действия.

Формализация закона изменения позы осуществляется в соответствии с разработанной нами ранее методикой [3]. В результате на основании информации о времени суставного движения и амплитуде его выполнения стро-

ится матрица переменной позы, параметры которой являются средствами воздействия на движение модели. Здесь может быть использовано гармоническое приближение закона изменения во времени суставного угла:

$$\Phi_{ijk} = (\Phi_{ijk}^K + \Phi_{ijk}^H) / 2 - (\Phi_{ijk}^K - \Phi_{ijk}^H) \times \cos(\pi t / \tau_{ijk}) / 2, \quad (1)$$

где  $\Phi_{ijk}$  – суставной угол;  $\Phi_{ijk}^K$  – конечное значение суставного угла;  $\Phi_{ijk}^H$  – начальное значение суставного угла;  $\tau_{ijk}$  – время выполнения суставного движения.

Такое выражение для зависимости суставного угла от времени соответствует плавному нарастанию и плавному убыванию его угловой скорости. Индексы в приведенном выражении слева направо обозначают номер биокинематической цепи, сустав на этой цепи и тип суставного движения. В результате такого представления все интересующие исследователя суставные углы представляются в виде матрицы, каждая ячейка которой представляет собой значение конкретного суставного угла в виде функции времени. Для осуществления следующего этапа исследования необходимо подставить данные об изменении позы в уравнения движения модели тела человека для исследуемой ситуации.

В ходе моделирования можно представить тело человека в виде многозвенной рычажно-шарнирной системы, состоящей из пяти биокинематических цепей, звеньями которых являются твердые цилиндры, а суставы – идеальные сферические шарниры (рисунок 1), допускающие выполнение трех основных суставных движений – циркумдукций, сгибательно-разгибательных и ротаций.

Закон движения такой модели может быть представлен в виде системы из двух векторных уравнений, выражающих законы динамики для поступательного и вращательного движений тела человека.

$$\vec{r}_c'' = \sum \vec{F}_{\text{внеш}}, \quad (2)$$

$$\vec{L}'' = \sum \vec{M}_{\text{внеш}}, \quad (3)$$

где  $\vec{r}_c$  – радиус-вектор общего центра масс (ОЦМ) тела;  $\vec{F}_{\text{внеш}}$  – внешние силы;  $\vec{L}$  – момент импульса относительно ОЦМ,  $\vec{M}_{\text{внеш}}$  – внешние моменты сил.

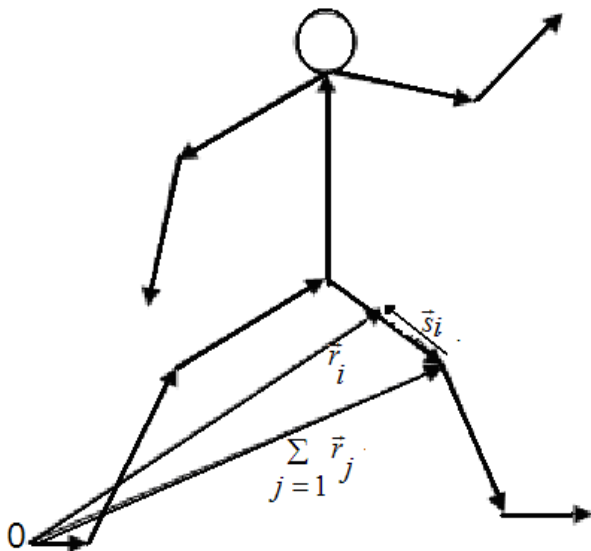


Рисунок 1 – Плоский вариант модели тела человека для компьютерного синтеза

В случае безопорного состояния, имеющего место при выполнении двигательных действий во время фазы полета и при отсутствии учета сопротивления воздуха, что часто бывает оправданным при выполнении упражнений из арсенала спортивной гимнастики или акробатики, к внешним силам относится сила тяжести. Она определяет траекторию ОЦМ. В такой ситуации указанная сила не образует момента относительно ОЦМ, в результате чего момент импульса остается величиной постоянной (выполняется закон сохранения момента импульса).

В рассматриваемых условиях при наличии первоначального момента импульса изменения позы приводят к изменению угловой скорости вращения тела как целого относительно ОЦМ, прямо пропорционально изменению момента инерции. При отсутствии первоначального момента импульса возможны только компенсационные движения.

Например, если руки начали вращаться в одном направлении, тело, как целое, поворачи-

вается в противоположном, обеспечивая равенство нулю суммарного момента импульса.

Таким образом, изменения позы в безопорном состоянии приводят к достаточно очевидным результатам и проведение более глубоких исследований в таком случае не имеет смысла.

Значительно больший интерес представляет биомеханический компьютерный синтез упражнений, выполняемых в контакте с твердой опорой. Его задача – выяснить роль суставных движений в достижении цели двигательного действия с выделением главных и вспомогательных, а также с определением элементов осанки.

Если представить, что контакт с опорой имеет небольшую область, т.е. может считаться точечным, то момент сил трения относительно осей, проходящих через точку контакта, может считаться пренебрежимо малым. В результате остается только одна внешняя сила, которая образует момент относительно точки контакта с опорой. Это сила тяжести.

Закон движения для такой ситуации представляется одним уравнением, которое описывает вращательное движение относительно точки контакта с опорой в форме момента импульса. Данное векторное выражение распадается на систему из трех уравнений по осям координат. В качестве независимых переменных здесь фигурируют три угла Эйлера, образованные опорным звеном и осями неподвижной системы отсчета.

В остальном конфигурация модели (поза) определяется суставными углами, которые задаются действием мышц исполнителя, т.е. являются задаваемыми параметрами. Остальные параметры модели – массы звеньев, положение их центров масс на оси звена, моменты инерции, длины звеньев, время выполнения суставных движений также задаваемы и могут варьироваться.

Если для большей наглядности рассмотреть случай плоского движения, например отталкивания при выполнении прыжка в длину с разбега, закон движения будет представляться следующим уравнением:

$$L'_z = \sum_{i=1}^{i=N} (m_i (x_i y''_i - x''_i y_i) + J_i \omega'_i) = M_{\text{тяж}} \quad (4)$$

где  $L'_z$  – момент количества движения модели тела относительно точки контакта с опорой;

$m_i, x_i, y_i, y''_i, x''_i, J_i, \omega'_i, M_{\text{тяж}}$  – соответственно параметры звена с номером  $i$ : масса, горизонтальная и вертикальная координаты центра масс, аналогичные компоненты ускорения центра масс, момент инерции относительно центра масс, угловое ускорение, момент силы тяжести относительно оси, проходящей через точку контакта с опорой.

Если учесть, что начало каждого звена модели совпадает с концом предыдущего звена, модель можно представить в виде совокупности биокинематических цепей с двумя разветвлениями, одно из которых находится на уровне тазобедренных суставов, а второе – на уровне плечевых.

В данной ситуации радиус-вектор  $\vec{r}_i$  центра масс звена с номером  $i$  может быть представлен в виде суммы векторов, представляющих звенья тела от точки контакта с опорой до рассматриваемого звена, из которой вычитается вектор  $\vec{s}_i$ , проведенный из конца звена в его центр масс (рисунок 1):

$$\vec{r}_i = \sum_{j=1}^i \vec{r}_j - \vec{s}_i, \quad (5)$$

Для используемой системы координат, начало которой совпадает с точкой контакта с опорой, горизонтальная и вертикальная координаты выражаются через алгебраическую сумму проекций соответствующих векторов. Так, координаты центра масс звена с номером  $i$  могут быть представлены в виде:

$$\begin{aligned} X_i &= \sum_{j=1}^{j=i} -l_j \sin \varphi_j + s_j \cos \varphi_j, \\ Y_i &= \sum_{j=1}^{j=i} l_j \cos \varphi_j - s_j \cos \varphi_j. \end{aligned} \quad (6)$$

Следует также учесть, что угол пространственной ориентации  $\varphi_i$   $i$ -го звена определя-

ется углом, образованным первым звеном с осью системы отсчета, и суммой суставных углов звеньев, расположенных по цепи ближе к началу системы координат:

$$\varphi_i = \varphi_1 + \sum_{j=1}^{j=i} \alpha_j. \quad (7)$$

Линейные скорости и ускорения центра масс (ЦМ) звеньев, угловых скоростей и ускорений звеньев определяются дифференцированием по времени выражений (7), (8). Правая часть уравнения движения модели содержит момент силы тяжести, который определяется произведением величины силы тяжести на ее плечо относительно выбранного начала координат. Указанным плечом является горизонтальная координата ОЦМ. Она зависит от координат ЦМ звеньев, а те, в свою очередь, зависят от их длин и углов их ориентации в пространстве, которые определяются суставными углами и единственным углом между осью системы отсчета и опорным звеном.

В результате, если задать закон изменения позы (суставных углов), уравнение движения будет обладать одной независимой переменной – углом, образованным опорным звеном и осью системы отсчета.

Данное дифференциальное уравнение имеет единственное решение, которое полностью определяет то, как будет двигаться модель при различных начальных условиях, которые представляют собой угол, образованный опорным звеном и осью системы отсчета, а также угловую скорость изменения этого угла в начальный момент времени.

Таким образом, количество задаваемых переменных в модели биомеханического синтеза составляют: массы и моменты инерции звеньев (22), длины звеньев и расстояния от начала звена до его центра масс (22), время выполнения суставных движений (10), начальное и конечное положение в суставе (20), начальные условия (2) и одна независимая переменная.

Всего в ходе исследования при использовании рассматриваемой модели могут варьироваться 76 параметров.

При расчете координат центров масс звеньев использовано последовательное перечисление звеньев тела как векторов. В связи с этим для эффективного функционирования модели

была построена матрица, позволяющая учесть разветвления цепей. Она имеет вид:

$$\Delta(i, k) = \{1 - (\delta(i,7) + \delta(i,8) + \delta(i,9) + \delta(i,10) + \delta(i,11))[(\delta(k,4) + \delta(k,5) + \delta(k,6))] \} \{1 - [\delta(i,10) + \delta(i,11)][\delta(k,8) + \delta(k,9)]\}, \quad (8)$$

где  $\delta(i, k)$  – символ Кронекера.

Данная матрица в явном виде выглядит следующим образом:

$$\Delta(i, k) = \begin{bmatrix} 1111111111 \\ 1111111111 \\ 1111111111 \\ 1111111111 \\ 1111111111 \\ 1111111111 \\ 1110001111 \\ 1110001111 \\ 1110001111 \\ 1110001001 \\ 1110001001 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Использование матрицы позволяет определять углы пространственной ориентации путем последовательного суммирования угла пространственной ориентации опорного звена и суставных углов с исключением повторного учета цепей в точках разветвления. В результате использования матрицы формула (7) преобразуется к виду:

$$\varphi_i = \varphi_1 + \sum_{k=1}^{k=i} \alpha_j \Delta(i, k) . \quad (10)$$

Дифференцирование данного выражения позволяет определить угловые скорости и ускорения при изменении углов пространственной ориентации звеньев модели. Аналогично дифференцирование выражений (6) позволяет представить через углы пространственной ориентации звеньев скорости и ускорения центров масс звеньев, фигурирующих в законе движения модели.

В результате, если задать указанные выше исходные данные, начальные условия и закон изменения позы (суставных углов), в уравнении

движения остается одна независимая переменная – угол, образованный опорным звеном и осью системы отсчета. Данное дифференциальное уравнение имеет единственное решение, которое полностью определяет то, как будет двигаться модель при различных начальных условиях, которые представляют собой угол, образованный опорным звеном и осью системы отсчета, а также угловую скорость изменения этого угла в начальный момент времени. Конкретное решение указанного дифференциального уравнения может быть осуществлено численным интегрированием, например, с использованием процедуры Рунге–Кутты [7].

Подстановка исходных данных, а также экспериментально полученных параметров реального физического упражнения позволяет получить синтезированное двигательное действие, которое может быть изменено варьированием любых параметров, входящих в уравнение движения модели. Здесь появляется возможность исследования влияния суставных движений и антропометрических данных на особенности достижения цели двигательного действия, определять возможности педагогического воздействия при освоении упражнения и совершенствования техники его исполнения.

Практическая реализация биомеханического синтеза двигательного действия для рассматриваемого плоскостного варианта физического упражнения с учетом рассмотренных особенностей была осуществлена в результате построения специальной программы на языке *Visual Basic*.

Окно ввода и вывода данных показано на рисунке 2, в левой части которого представляются данные моделирования, в данном случае скорость ОЦМ, в центре – контурограмма синтезируемого двигательного действия, а в правой части – шаг решения, начальные условия и параметры суставных движений.

При использовании построенной методики могут проводиться различные исследования.

В частности, при введении вариаций в параметры суставных движений может быть определена роль последних в достижении цели двигательного действия, выявлены основные составляющие физического упражнения – элементы осанки и управляющие движения, определено влияние антропометрических характеристик тела исполнителя, начального положения и скорости, влияния силы тяжести и многие другие задачи.

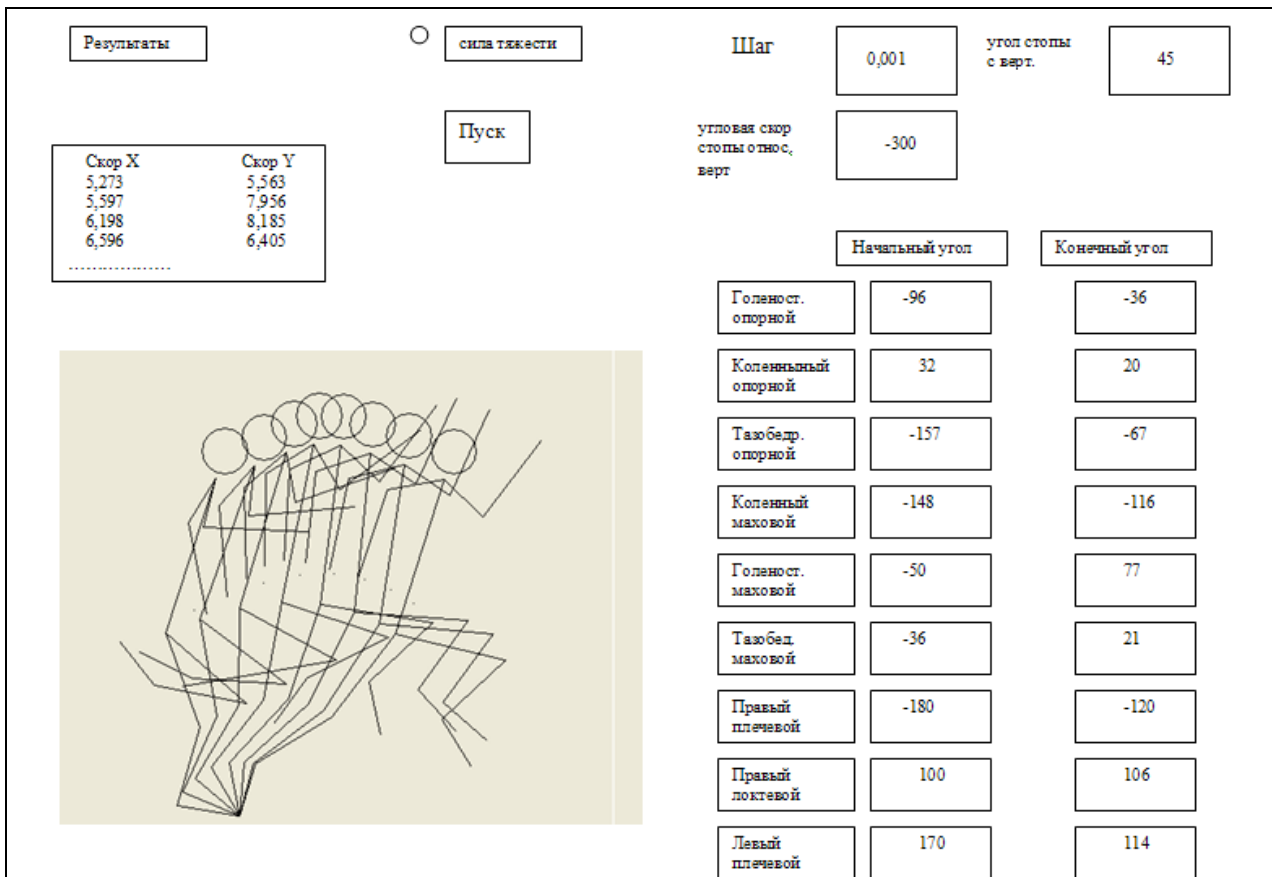


Рисунок 2 – Диалоговое окно программы биомеханического компьютерного синтеза двигательного действия

## Заключение

Измерение и запись позы человека позволяют построить методику исследования его двигательных действий, представляющую собой биомеханический компьютерный синтез физического упражнения на основе информации о параметрах реальных суставных движений, имеющих место при его выполнении.

Особенностью моделирования в данном случае является оставление в неявном виде информации о силах и моментах сил, имеющих место в сочленениях при выполнении двигательного действия. Предполагается, что исполнитель контролирует не силы, а кинематику управляющих движений в суставах, что соответствует современным подходам в биомеханике физических упражнений.

Конкретное представление модели в плоском случае имеет 76 параметров, вариации которых позволяют понять механизм осуществления двигательного действия, выявить элементы осанки, главные и вспомогательных

управляющие движения в суставах, являющиеся объектом педагогического воздействия при освоении физического упражнения, его совершенствовании, оптимизации развития специальных физических качеств.

## Список использованных источников

1. *Курьсь, В.Н.* Биомеханика. Познавание телесно-двигательного упражнения : учеб. пособие / В.Н. Курьсь. – М. : Советский спорт, 2013. – 368 с.
2. *Назаров, В.Т.* Движения спортсмена / В.Т. Назаров. – Минск : Полымя, 1984. – 176 с.
3. *Сотский, Н.Б.* Поза спортсмена: Определение и измерение / Н.Б. Сотский // Метрология и приборостроение. – 2014. – № 2. – С. 37–40.
4. *Сотский, Н.Б.* Биомеханика : учебник для студ. спец-ти «Спорт.-пед. деятельность» / Н.Б. Сотский. – Минск : БГУФК, 2005. – 192 с.
5. *Крупский, Д.* Обзоры фототехники / Д. Крупский [Электронный ресурс]. – 2015. – Режим доступа: <http://www.kroupski.ru/photo/casio-exilim-pro-ex-fl.htm>. – Дата доступа: 23.02.2015.

6. Сотский, Н.Б. Практикум по биомеханике: практикум / Н.Б. Сотский, В.Ю. Екимов, В.К. Пономаренко. – Минск : БГУФК, 2014. – 108 с.

7. Бахвалов, Н.С. Численные методы: учеб. пособие / Н.С. Бахвалов, Н.П. Жидков, Г.М. Кобельков. – М. : Наука, 1987. – 600 с.

---

### POSTURE MEASUREMENT AND BIOMECHANICAL COMPUTER SYNTHESIS OF HUMAN MOTIONS

*Sotsky N.B.*

The Belarus State University of Physical Culture, Minsk, Belarus  
e-mail: nsotsky@gmail.com

**Abstract.** The paper proposes a novel approach to the study of physical exercise, which has at its core measurement parameters determining the pose of a man, and then use this information as a basis for computer synthesis of motor actions. The proposed method makes it possible to identify the major components of motor actions, such as the elements of posture and movement control joints, build effective teaching methods, improving its performance.

**Keywords:** posture, joints, computer synthesis.

### References

1. Kuris V.N. *Biomekhanika. Poznanie telesno-dvigatel'nogo upraznenija* [Study of body-motor exercises]. Moscow, Sovetski sport Publ, 2013, 368 p. (in Russian).
2. Nazarov V.T. *Dvizheniya sportsmena* [Movements of the sportsman]. Minsk, Polymja Publ., 1984, 176 p. (in Russian).
3. Sotsky N.B. [Pose of the sportsman: Definition and measurement]. *Metrologiya i mashinostroyeniye*. 2014, № 2, pp. 37–40 (in Russian).
4. Sotsky N.B. *Biomekhanika* [Biomechanics] Minsk, BGUFK Publ, 2005, 192 p. (in Russian).
5. Krupskij D. *Obzory fototekhniki*. [Overview of photographic equipment] Available at: <http://www.kroupski.ru/photo/casio-exilim-pro-ex-fl.htm> (accessed 23.02.2015) (in Russian).
6. Sotsky N.B., Ekimov V.U., Ponomarenko V.K. *Praktikum po biomekhanike* [Workshop on biomechanics] Minsk, BGUFK Publ, 2014, 108 p. (in Russian).
7. Bahvalov N.S., Zidkov N.P., Kobelkov G.M. *Chislennye metody* [Numerical methods] Moscow, Nauka Publ, 1987, 600 p, (in Russian).

*Поступила в редакцию 24.02.2015.*