

в качестве параметров входят величины r_p , φ_p , z_p и θ , определяющие степень начальной деформации пластины, что дает возможность проанализировать зависимость собственных частот от начальных деформаций.

Кроме того полученные соотношения могут использоваться для составления математической модели восстановленного среднего уха в целом, что позволит проанализировать собственные частоты всей колебательной системы.

Литература

1. Mikhasev G., Ermochenko S., Bornitz M. *On the strain-stress state of the reconstructed middle ear after inserting a malleus-incus prosthesis* // Journal of the Mathematical Medicine and Biology. – 2010. – Vol. 27(4). – P. 289 – 312.
2. Koike T., Wada H., Kobayashi T., *Analysis of the finite-element method of transfer function of reconstructed middle ear and their postoperative changes* // The Function and Mechanics of Normal, Diseased and Reconstructed Middle Ear. Proceedings of the Second International Symposium on Middle-Ear Mechanics in Research and Otolaryngology, held in Boston, MA, USA, October 21st 24th, 1999 / Boston, MA; edited by J. J. Rosowski, S. N. Merchant. – The Hague, The Netherlands: Kugler Publication, 2000. – P. 309 – 320.
3. Михасев Г. И., Товстик П. И., *Локализованные колебания и волны в тонких оболочках. Асимптотические методы*. Москва: Физматлит. – 2009. – 292 с.

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ МОДИФИКАЦИИ ТЕХНИКИ СПОРТИВНЫХ УПРАЖНЕНИЙ НА ОСНОВЕ КОМПЬЮТЕРНОГО СИНТЕЗА ОТДЕЛЬНЫХ ФАЗ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ

Загревский В. И.

Могилевский государственный университет им А. А. Кулешова, Могилев, Беларусь
zvi@tut.by

Введение. В настоящее время биомеханический анализ техники спортивных упражнений основан на структурно-параметрическом подходе, предполагающем деление исследуемого упражнения на составные части [1, 2]: периоды, стадии, фазы. В дальнейшем, на основе логических умозаключений, построенных на использовании биомеханических закономерностей двигательных действий, рассматривают влияние параметрических изменений в отдельных компонентах упражнения, на траекторию биомеханической системы и делается вывод о возможности или отсутствии последующей рациональной перестройки в технике упражнения. Отличительной чертой данного подхода является наличие экспериментальных материалов инструментальной или оптической регистрации движений, являющихся информационной базой исследовательской работы по совершенствованию кинематической и динамической структуры упражнений.

В целом рассматриваемый подход в прогнозировании рациональных форм построения движений является конструктивным и имеет положительный баланс практического использования. Однако в ряде случаев он не может ответить на многие вопросы спортивной практики. Особенно это касается тех во-

просов, когда с целью получения исходных данных о биомеханике движения невозможно провести и повторить прижизненный лабораторный эксперимент. Можно попытаться, но невозможно выполнить упражнение с дифференцированным расчленением на главные и корректирующие управляющие движения, с двигательным заданием на поддержание постоянной скорости или ускорения суставного угла, или со стандартной вариацией отклонения звеньев тела спортсмена от конечного положения, допустим, в 5° , 15° , 25° и т. д. и т. п.

Для получения ответа на поставленные вопросы нам представляется целесообразным использование другой методологической платформы экспериментальной базы исследований: от прямой регистрации реальных движений к их компьютерному воспроизведению в вычислительных экспериментах на ЭВМ.

Цель исследования. Разработать концептуальные основы компьютерного синтеза техники отдельных фаз спортивных упражнений с программным управлением на кинематическом уровне.

Гипотеза. В качестве основной посылки принималась гипотеза о том, что субъективное управление в движениях человека реализует целенаправленный результат двигательных действий и не вступает в противоречие с объективными законами природы и, в частности, с законами классической механики.

Результаты исследования. Реализация цели исследования в соответствии с основной посылкой осуществлялась по трем направлениям: модель опорно-двигательного аппарата тела человека; математическая модель синтеза движений многозвенной неразветвленной биомеханической системы с жесткими связями в условиях опоры; программное управление, решающее задачу перевода биомеханической системы из начального заданного биомеханического состояния в конечное требуемое состояние.

Модель опорно-двигательного аппарата тела человека описывала кинематическую схему звеньев тела спортсмена и их соединения. Пусть j – буквенный индекс, обозначающий номер звена; N – количество звеньев модели; L_j – длина j -го звена; S_j – расстояние от оси вращения (для первого звена – опора, для остальных – проксимальный сустав) до центра масс j -го звена; m_j – масса j -го звена; J_{c_j} – центральный момент инерции j -го звена ($j=1, \dots, N$). Для записи обобщенных координат звеньев модели введем обозначение: ϕ_j – угол наклона j -го звена к оси Ox в системе координат Oxy . Тогда: $\dot{\phi}_j$, $\ddot{\phi}_j$ – первая и вторая производные от ϕ_j по времени.

Математическая модель синтеза движений многозвенной неразветвленной биомеханической системы с жесткими связями в условиях опоры приведена в [3] и в принятых обозначениях имеет вид

$$\ddot{\phi}_1 = \frac{M_1 - \sum_{i=1}^N Y_i \cos(\phi_i) + \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N A_{ij} \dot{\phi}_j^2 \sin(\phi_j - \phi_i) - \sum_{i=1}^N \sum_{k=2}^N \sum_{z=1}^{k-1} \ddot{U}_z A_{ik} \cos(\phi_k - \phi_i)}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N A_{ij} \cos(\phi_j - \phi_i)}. \quad (1)$$

Здесь M_1 – момент силы трения; A_{ij} – динамические коэффициенты зве-

нью модели, вычисляемые по формулам

$$A_{ij} = \delta_{ij} \left(J_i + m_i S_i^2 \right) + m_j L_i S_j \left(1 - \delta_{ij} \right) + \sum_{k=j+1}^N m_k L_i L_j, \quad j > i; \quad (2)$$
$$A_{ij} = A_{ji}, \quad i > j; \quad i, j = \overline{1, N}.$$

В уравнении (2) δ_{ij} означает запись символа Кронекера; $\delta_{ij} = 1$ при $i = j$, $\delta_{ij} = 0$ при $i \neq j$.

Содержательный смысл коэффициентов Y_i , заключается в том, что они представляют собой выражения для определения обобщенных сил в уравнениях Лагранжа и в компактной записи имеют вид

$$Y_i = P_i S_i + \sum_{k=i+1}^N P_k L_i. \quad (3)$$

Уравнения (1) – (3) позволяют автоматизировать процесс построения математической модели (1) для N -звенной биомеханической модели с поручением компьютеру всех процедур построения алгоритма вычислений.

Программное управление формировалось в форме полинома с 6-ю крайними условиями на левом и правом концах траектории управления непосредственно по управлению, его первой и второй производной. Технология вычислений изложена в работе [4].

Заключение. Вычислительные эксперименты показали эффективность разработанной компьютерной программы синтеза техники спортивных упражнений с параметрической коррекцией управления, ориентированного на достижение высокого спортивного результата.

Литература

1. Аркаев Л. Я., Сучилин Н. Г. *Как готовить чемпионов.* – М.: Физкультура и Спорт, 2004. – 328 с.
2. Гавердовский Ю. К. *Обучение спортивным упражнениям. Биомеханика. Методология. Дидактика.* – М.: Физкультура и Спорт, 2007. – 912 с.
3. Загrevский В. И., Загrevский О. И. *Математические модели синтеза движений биомеханических систем.* – Изд-во Palmarium Academic Publishing, 2012. – 175 с.
4. Загrevский В. И., Загrevский О. И. *Планирование траектории управляющих движений спортсмена в координатах внешнего пространства // Теория и практика физической культуры.* – 2010, № 10. – С. 56 – 61.

МОДЕЛИРОВАНИЕ КОРНЯ АОРТЫ ЧЕЛОВЕКА

Клышников К. Ю., Овчаренко Е. А.

ФГБУ НИИ КПССЗ СО РАМН,

г. Кемерово, Сосновый б-р. 6, Россия, 650002

Klyshnikovk@gmail.com, ov.eugene@gmail.com

Введение. В последние годы стал доступен метод малоинвазивного протезирования клапанов аорты транскатетерным способом, представляющий собой альтернативу открытым вмешательствам [1]. Анализ клинических резуль-