

peritoneal dialysis patients and controls Perit Dial / Woodrow G, Oldroyd B, Wright A, Coward W A and Truscott J G / Int 25 Suppl 3 p. 49-51.

Bibliography (transliterated): 1. E. I. Sokol, R. S. Tomashevsky, B. V. Tkachuk. Apparatus control of the hydration degree of patient on hemodialysis. Vestnik yuzhnoukrainskogo natsionalnogo universiteta im. V.I. Dala . 2012. №18 (189). 227–233. 2. Diana Traughber, Jennifer Dobratz and Wanda Howell. Bioimpedance Spectroscopy for Clinical Assessment of Fluid Distribution and Body Cell, Mass Carrie Earthman, Nutr Clin Pract. August, 2007; 22 (4): 389-405. 3. Martirosov E.G., Nikolaev D.V., Rudnev S.G. Technologies and methods of determining the composition of the body. Moscow: Nauka. 2006. 248. 4. Nikolaev D.V., Smirnov A.V., Bobrinskaya I.G., Rudnev S.G. Bioimpedance analysis of the body composition. Moscow: Nauka. 2009. 392. 5. Chamney PW, Kramer M, Rode C, et. al. A new technique for establishing dry weight in hemodialysis patients via whole body bioimpedance. Kidney Int. 2002. 2250-2258. 6. Lukaski HC, Bolonechuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of the bioelectrical impedance method to assess human body composition. J Appl Physiol 1987; 60:1327-1332. 7. Kushner RF, Schoeller DA. Estimate of total body water by bioelectrical impedance analysis. Am J Clin Nutr 1986; 44: 417-424. 8. Dzhon T. Daugirdas The guidance on dialysis/ Dzhon T. Daugirdas, Piter Dzh. Bleyk, Todd S. Ing; per. s angl. A.Yu. Denisova, V.Yu. Shilo. trete izdanie. Moscow: Tsentr Dializa, 2003. 744. 9. Ryabov G.A. Syndromes of critical states. Moscow: Meditsina. 1994. 368. 10. Tao Dai. Blood characterization from pulsatile bioimpedance spectroscopy. Canada :Systems and Computer Engineering, Carleton University. 2003. 11. Spiegel DM, Bashir K, Fisch B: Bioimpedance resistance ratios for the evaluation of dry weight in hemodialysis. Clin Nephrol 2000; 53: 108–114. 12. Baumgartner RN, et al. Bioelectric impedance for body composition. Exerc. Spt. Sci. Rev. 18: 193-224, 1990. 13. Stetsyuk E.A. Fundamentals of hemodialysis. Moscow: Izdatelskiy dom GEOTAR-MED. 2001. 392. 14. Woodrow G, Oldroyd B, Wright A, Coward W A and Truscott J G (2005) The effect of normalization of ECW volume as a marker of hydration in peritoneal dialysis patients and controls Perit Dial Int 25 Suppl 3. 49-51.

Надійшла (received) 21.07.2014

УДК 654.937

В. И. ГАЛИЦА, инж. НИЧ НТУ «ХПИ»;

П. А. КАЧАНОВ, д-р техн. наук, проф. НТУ «ХПИ»;

ДИНАМИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ БИОКИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ДВИЖЕНИЙ АТЛЕТОВ

В статье освещены варианты применения измерительной аппаратуры экспресс-диагностики динамических характеристик спортивных движений для определения состояния атлетов и на основе проведенных исследований описаны примеры создания динамических моделей, позволяющих идентифицировать как само спортивное движение через его координационно-кинематическую структуру, так и его динамические характеристики через амплитуды ускорений в контрольных фазах этих движений. Такая аппаратура информирует испытуемого об интенсивности выполнения им тренировочного задания и критических амплитудных и временных отклонениях от установленной тренером нормы.

Ключевые слова: динамическая модель, акселерометр, координационно-кинематическая структура, идентификация, амплитуда.

Введение. Важнейшей задачей подготовки спортсменов является диагностика функционального и технического состояния атлета в процессе его

© В. И. ГАЛИЦА, П. А. КАЧАНОВ, 2014

тренировочной и соревновательной деятельности. Движения спортсмена, направленные на достижение максимального спортивного результата (толчок, бросок, удар и др.), содержат несколько фаз, каждая из которых характеризуется определенным набором физических параметров (время, направление движения, скорость, ускорение и др.), которые определяют эффективность данного движения. Измерение этих параметров и последующее их сопоставление с результатами попыток (дальность броска, сила удара и т.д.) с комментариями специалистов позволяет определить, какие из измеряемых параметров в наибольшей степени коррелируют с максимальным результатом, а также в какой мере отражают характер того или иного движения.

Процесс таких измерений, позволяющих получать и обрабатывать информацию, характеризующую различные параметры специфической деятельности атлета в ходе выполнения им тренировочного задания, вызывает определенные сложности. Аппаратура, которая отчасти решает подобные задачи, в мире существует, хотя в силу своей уникальности и ограниченности областей применения является труднодоступной и стоит весьма дорого. Она позволяет сравнивать параметры финальных движений спортивного снаряда с эталоном и их систематизировать [1]. Однако процесс обработки информации требует существенных временных затрат, что не способствует оперативности решения поставленной исследовательской задачи непосредственно при выполнении атлетом тренировочного упражнения.

Целью исследований является создание диагностической аппаратуры, позволяющей выполнять экспресс-диагностику биомеханических параметров движений атлетов непосредственно в процессе выполнения ими спортивного упражнения, строить динамические образы движений в виде графика ускорений исследуемого звена тела атлета в трех координатах вследствие воздействия приложенной атлетом силы.

Достижение цели исследований предполагает решение следующих задач:

- выполнение исследований различных спортивных движений с последующим построением графиков ускорений, действующих на исследуемое звено тела атлета при выполнении этих движений;

- выявление наиболее характерных амплитудных и временных фрагментов, которые в максимальной степени отражают качество выполнения исследуемого движения и оформление их в виде динамической модели;

- идентификация динамических моделей по амплитудным и временным параметрам исполнения в соответствии с комментариями ведущих специалистов-диагностов. Создание базы данных динамических моделей для различных видов движений;

- создание диагностического прибора, позволяющего выполнять 3-мерные измерения ускорений в исследуемых звеньях тела атлета в процессе выполнения им спортивного упражнения, сравнение полученной модели с базой данных для идентификации одной из характерных моделей и предоставление испытуемому комментариев относительно качества выполнения данного упражнения сразу после его выполнения.

В рамках решения поставленных задач были использованы датчики ускорения, выполненные по технологии MEMS (Micro-Electric-Mechanical Systems). В технологии MEMS используются тензометрические и емкостные сенсоры, которые возможно сформировать в поверхностных и объемных структурах кремниевой пластины [2]. Применение данных устройств основано на их способности преобразовывать статические и динамическое ускорения в электрические величины (емкость, сопротивление и др.) для дальнейшего использования в различных устройствах, фиксирующих механические воздействия. Датчик ускорения (рис.1) состоит из чувствительного элемента (ЧЭ) в составе с преобразователем механического смещения в электрический сигнал. ЧЭ представляет собой инерциальную массу, закрепленную на упругом подвесе на корпусе датчика. Принцип работы датчиков ускорения можно описать следующим образом: при возникновении ускорения под влиянием на датчик внешних сил чувствительный элемент смещается в силу инерционности его массы. В качестве выходной величины используется электрический сигнал – аналоговый либо цифровой для последующей обработки и хранения.

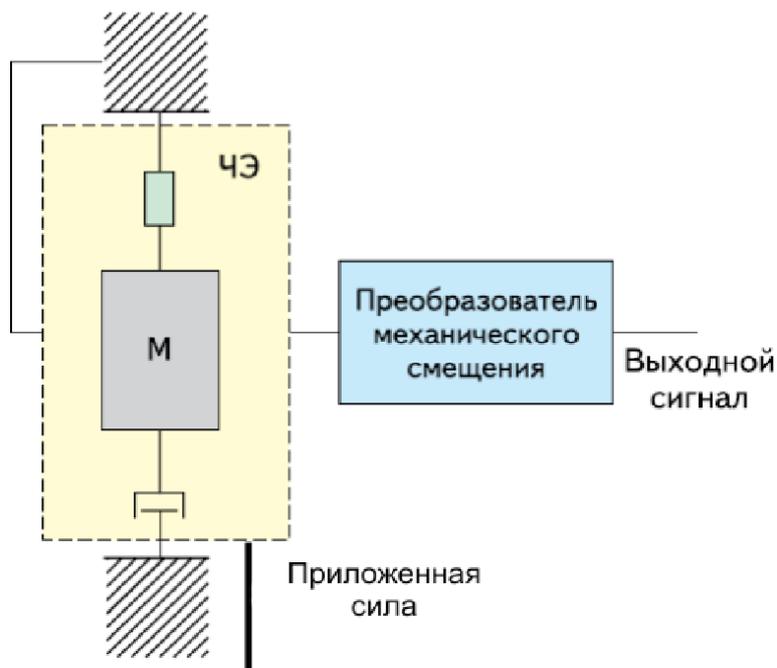


Рис. 1 – Схема датчика ускорения

Для измерения динамических параметров спортивных движений был создан диагностический прибор (рис. 2), использующий принцип периодического (порядка 100 изм./сек.) измерения ускорения в трех координатах в исследуемых звеньях тела атлета посредством закрепленных на них выносных датчиков ускорения. Измерительный блок прибора крепится на поясе атлета для сбора сигналов от датчиков, предварительной обработки и передачи информации на компьютер посредством радиоканала.



Рис. 2 – Измерительный прибор для исследования ускорений

В результате появилась возможность измерять в каждой фазе движения значение ускорения в контролируемых звеньях тела атлета, характер его изменения и длительность каждой фазы. При известной массе звена тела испытуемого в комплексе со спортивным снарядом, участвующем в движении, это предоставляет достаточную информацию для вычисления энергозатрат атлета на выполнение данного упражнения. При сравнении информации о текущей попытке с базой данных эталонных динамических моделей становится возможным оповещать атлета о правильности выполнения им тренировочного задания и уровне его интенсивности.

Результаты исследования. Ниже приведен вариант представления динамических образов, которые характеризуют отдельные спортивные движения при игре в гольф (рис. 3). Трехкоординатный датчик ускорения был установлен на ударной части клюшки с тыльной стороны. При выполнении измерений производилась запись динамических параметров движения в попытках и вносились комментарии о характере исполнения этих попыток. Они необходимы для сравнения не только информационной составляющей для разных попыток, но и дают представление, какое действие привело к тому или иному динамическому образу. На графике можно видеть, что каждое движение имеет свой неповторимый динамический рисунок. Но при этом есть общие закономерности, по которым становится возможной идентификация координационной структуры каждого спортивного движения [2, 3].

На графике отмечены характерные фазы движения, амплитуда и длительность которых определяют качество выполнения движения. Также очевидны кардинальные отличия динамических образов исполнения таких ударов, как «чип» и «питч». Имея достаточный набор акселерометрических данных для типовых спортивных движений становится возможным создание динамических и математических моделей таких движений. Таким образом создаваемая аппаратура, находящаяся на спортсмене, позволяет непосредственно в процессе выполнения движения сигнализировать атлету о соответствии текущего движения определенному динамическому образу и заданному уровню интенсивности.

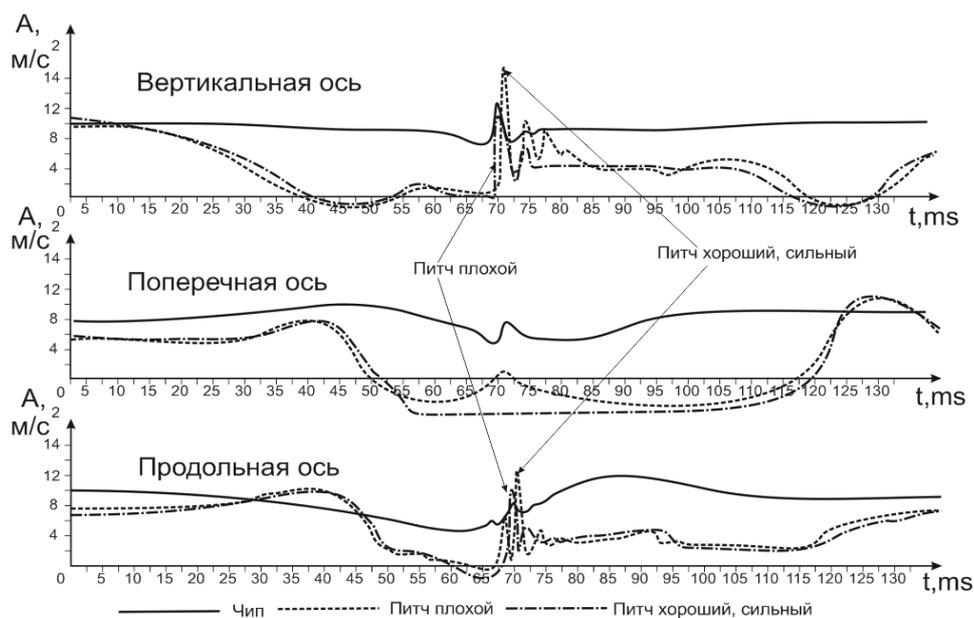


Рис. 3 – Пример графического представления динамических образов различных ударов при игре в гольф с комментариями

В последующем по результатам собранной базы данных движений атлетов становится возможным построение математических моделей исследуемого движения для различных интенсивностей выполнения попыток спортсменами с учетом их антропометрических особенностей.

Выводы: Представленная диагностическая аппаратура позволяет создавать «динамические образы движений», идентифицировать их в координационно сложных упражнениях, сопоставлять их с моделями движений из базы данных.

Такая аппаратура информирует испытуемого об интенсивности выполнения им тренировочного задания и критических амплитудных и временных отклонениях от установленной тренером нормы.

Список литературы: 1. Allen T. (2009). 'Comparison of a finite element model of a tennis racket to experimental data', Sports Engineering, / Allen T., Haake S.J., and Goodwill S.R. / Vol. 12 (2), pp 87-98. **2.** Архипов А. М. Датчики Freescale Semiconductor. / Архипов А. М., Панфилов Д. М., Иванов В. С. / М.: Издательский дом «Додэка-XXI», 2008. - 184 с. **3.** Галица В.И. Технические средства и системы экспресс диагностики для использования в технологиях управления подготовкой спортсменов / Галица В.И., Качанов П.А., Горлов А.С., и др. / Вісник НТУ «ХПІ» 37-2012 за ред. проф. Качанова П.О. – Харків: НТУ «ХПІ», 2012. – С. 42-50. **4.** Галица В.И. Интерактивная система экспресс диагностики в подготовке спортсменов – копьеметателей / Галица В.И., Горлов А.С., Скрипниченко И.Н., Качанов П.А., Любимев А.И. // Теорія і практика фізичного виховання: науково-метод. ж-л. – Донецьк: ДонНУ, 2012. – С. 409-415.

Bibliography (transliterated): 1. Allen T., Haake S.J., and Goodwill S.R. (2009). 'Comparison of a finite element model of a tennis racket to experimental data', Sports Engineering. Vol. 12 (2). 87-98. **2.** Arkhipov M., Panfilov D. M., Ivanov V. S. Sensors Freescale Semiconductor. Moscow: Publishing House "Dodeka-XXI". 2008. 184. **3.** Galitsa V.I., Kachanov P.A., Gorlov A.S., i dr. Tekhnicheskie sredstva i sistemy ehkspress diagnostiki dlya ispol'zovaniya v tekhnologiyah upravleniya podgotovkoj sportsmenov /Visnik NTU «HPI» 37-2012 za red. prof. Kachanova P.O. –

УДК 615.83

А. В. КИПЕНСКИЙ, д-р техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»;
В. В. КУЛИЧЕНКО, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;
Н. В. МАХОНИН, инженер, НТУ «ХПИ»;
А. А. КОРОБКА, студент, НТУ «ХПИ»;

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ ИМПУЛЬСНОЙ МОДУЛЯЦИИ В МЕДИЦИНСКИХ ОЗОНАТОРАХ

В работе проанализированы различные способы регулирования параметров озono-кислородной смеси в медицинских озонаторах. Показана целесообразность использования методов импульсной модуляции для регулирования концентрации озона в озono-кислородной смеси и ее расхода. Предложена структурная схема обеспечивающая регулирование параметров озono-кислородной смеси методом импульсной модуляции. Описан принцип формирования управляющих импульсов микропроцессорной системой импульсного управления, которая позволяет регулировать параметры ОКС методами широтно-импульсной или частотно-импульсной модуляции.

Ключевые слова: озонотерапия, медицинский озонатор, озono-кислородная смесь, широтно-импульсная модуляция, система управления, микропроцессор.

Введение. Для получения озона в медицинских озонаторах наиболее часто используют электрофизический метод, состоящий в создании объемного барьерного разряда в газовом промежутке разрядной камеры (РК), через который пропускают медицинский кислород [1, 2]. Источником кислорода являются баллоны, которые подключены к входу озонатора непосредственно или через кислородную сеть медицинского учреждения, значительно реже используются кислородные концентраторы.

Барьерный разряд в РК возникает под действием высоковольтного переменного напряжения [3, 4], которое прикладывается к электродам, разделенным одним или двумя изоляторами и газовым промежутком [5, 6]. В результате этого на выходе РК образуется озono-кислородная смесь (ОКС), которая характеризуется двумя основными параметрами – объемная скорость (расход) и концентрация озона (КО) в ОКС.

Регулирование КО в ОКС обычно достигается за счет регулирования амплитуды переменного напряжения, которое прикладывается к электродам РК [7]. При этом регулировочная характеристика (зависимость КО в ОКС от амплитуды приложенного переменного напряжения) будет иметь три