

condition of Paralympic athletes / A. Drozdovski at all // Open Access Journal of Sports Medicine, 2012.

11. Шелков, О.М. Система комплексного контроля в процессе подготовки спортсменов-паралимпийцев / О.М. Шелков, А.Г. Абалян // Адаптивная физическая культура. – № 4 (48). – 2011. – С. 48–50.

УДК 796.072.2

## **ИННОВАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ОЦЕНКИ РЕКУПЕРАТИВНЫХ СВОЙСТВ МЫШЕЧНО- СУХОЖИЛЬНЫХ СТРУКТУР НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА**

Дышко Б.А., д-р биол. наук, канд. пед. наук  
*ООО «Спорт Технолоджи», Москва, Россия*

Как известно [4, 6–8, 10], результат в прыжковых упражнениях в значительной степени зависит от эффективности реализации сократительных и рекуперативных способностей мышечно-сухожильных структур нижних конечностей (МССНК). Рекуперация от лат. *Resuperatio* – обратное получение, возвращение энергии, расходуемой при выполнении того или иного технологического процесса, движения, для повторного использования в том же процессе, движении ([slovari.yandex.ru](http://slovari.yandex.ru)). В настоящем контексте под термином «рекуперативные способности МССНК» понимается способность этих структур накапливать и реализовывать энергию их упругой деформации. При этом эффективность реализации рекуперативной способности МССНК зависит от скорости растяжения этих структур в концентрической/уступающей фазе опорного взаимодействия [4, 6–8, 10]. Поэтому для оценки как уровня развития ССНКС, так и вклада «рекуперативных способностей», применяются тестовые упражнения, дающие различную скорость растяжения МССНК в уступающей фазе движения.

Известно, что для оценки «упруго-вязких» характеристик биологических объектов может быть использован «метод затухающих колебаний» [2–4, 6–8]. Анализ собственных затухающих колебаний биосистемы позволяет получить ее «эквивалентные» биомеханические характеристики, характеризующие ее «упругие» (точнее ска-

зять, жесткостные) и демпфирующие свойства. Однако отсутствует биомеханическая характеристика, численно описывающая «рекуперативную способность исследуемой биосистемы, и имеющая физический смысл.

При выполнении прыжковых упражнений тело человека может быть смоделировано однозвенной колебательной системой с сосредоточенными параметрами (рис.1.1).

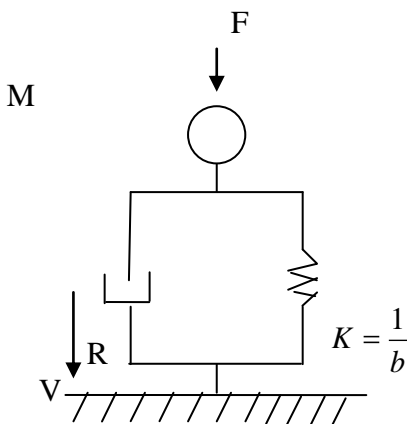


Рис.1.1. Однозвенная колебательная система с сосредоточенными параметрами

Колебания в данной механической цепи описываются следующим уравнением (1.1):

$$M \times \frac{dV}{dt} + r \times V + \frac{1}{b} \times \int V \times dt = f \quad (1.1)$$

где  $M$ , кг – масса тела испытуемого,

$F$ , н – сила, действующая на систему,

$r$ , кг/с – коэффициент демпфирования,

$b$ , м/н – коэффициент податливости, обратно пропорциональный коэффициенту жесткости системы  $K$ , н/м,

$V$ , м/с – скорость движения всех точек системы.

При выполнении прыгивания в глубину с приземлением «на носки» напряженных ног на динамометрическую платформу с последующей фиксацией испытуемым позы приземления данная мо-

дель может быть использована для оценки вышеописанных «эквивалентных» биомеханических характеристик МССНК [2, 3].

Следует отметить, что если ноги испытуемого при приземлении будут выпрямлены в коленном суставе, то мы можем говорить, что исследуемые характеристики описывают, в основном, биомеханические свойства мышечно-сухожильных структур голеностопного сустава человека [2, 3].

«Эквивалентные» биомеханические характеристики «коэффициент демпфирования  $\gamma$ » и «коэффициент жесткости  $K$ » могут быть определены из анализа динамограммы опорного взаимодействия (рис.1.2).

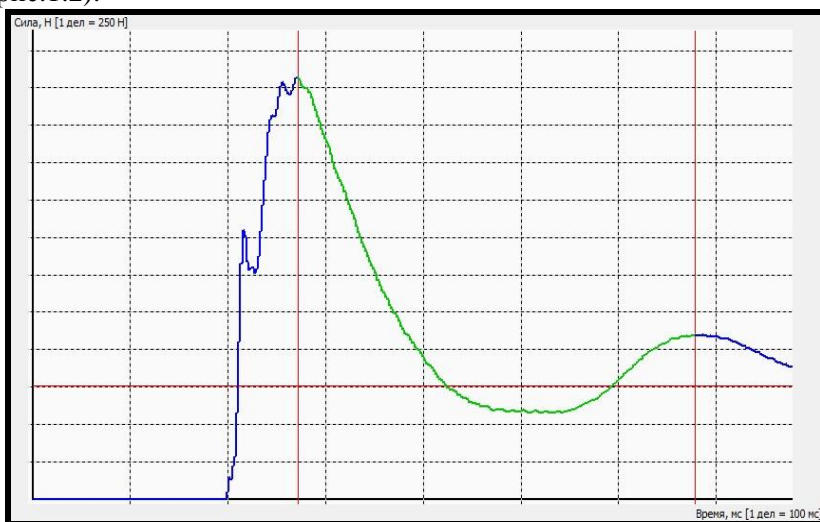


Рис. 1.2. Динамограмма вертикальной составляющей силы реакции опоры при выполнении тестового упражнения

Однако знание только эквивалентных биомеханических коэффициентов жесткости и демпфирования МССНК не дает количественной оценки степени использования или рекуперации энергии упругой деформации в исследуемых структурах нижних конечностей.

Для колебательной системы с сосредоточенными параметрами решить эту задачу можно с помощью «метода электромеханических аналогий» [1, 5]. Метод электромеханических аналогий базируется на «сходстве» математических уравнений, описывающих колебания

массы в механической системе (рис. 1.1), и колебания тока в электрическом колебательном контуре (рис. 1.3).

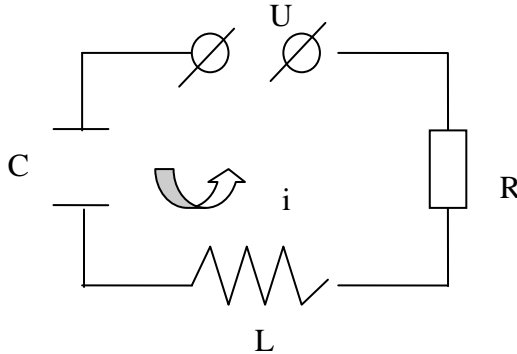


Рис.1.3.Последовательный колебательный контур

Колебания в последовательном электрическом контуре (рис.1.3) описываются уравнением (1.2):

$$L \times \frac{di}{dt} + R \times i + \frac{1}{C} \times \int i \times dt = U \quad (1.2)$$

где  $L$ , Гн – индуктивность контура,  
 $R$ , Ом – активное сопротивление контура,  
 $C$ , Ф – емкость контура,  
 $i$ , а – ток в контуре,  
 $U$ , В – напряжение на зажимах контура/

Отталкиваясь от математического тождества уравнений 1 и 2, лорд Рэлей [5] ввел «электромеханические аналогии», что позволяет вместо механической системы рассматривать электрическую цепь.

Такая замена позволяет не только использовать разработанный для расчета характеристик электрических цепей метод комплексных амплитуд или операторное исчисление, но и воспользоваться уже разработанными для электрических цепей характеристиками. Так,

важнейшей характеристикой электрических колебательных контуров является «добротность» [1, 5].

По определению (для электрического контура) «добротность» численно равна отношению максимальной энергии, запасаемой в контуре, к энергии, рассеиваемой за период резонансных колебаний на активном сопротивлении [1, 5]. Через значения элементов контура, добротность  $Q_k$  равна (1.3):

$$Q_k = \frac{1}{R} \times \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (1.3)$$

Переходя к механической модели, получим добротность  $Q_M$  (1.4):

$$Q_M = \frac{\sqrt{K \times M}}{r} \quad (1.4)$$

Колебания в последовательном колебательном контуре можно описать следующим уравнением (1.5):

$$L \times \frac{di}{dt} + R \times i + \frac{1}{c} \int i \times dt = U \quad (1.5)$$

Из уравнения 4 видно, что добротность механической биосистемы  $Q_M$  функционально зависит от значений всех элементов биосистемы. По аналогии с другими «эквивалентными биомеханическими» характеристиками исследуемой биосистемы данную характеристику мы назвали «эквивалентной биомеханической добротностью» и обозначили ее  $Q_{BM}$ .

Анализ уравнения 4 показывает, что  $Q_{BM}$  функционально зависит от значений элементов биосистемы. То есть, эквивалентная биомеханическая добротность  $Q_{BM}$  может быть использована как интегральная характеристика, отражающая функциональное состояние МССНК и их способность рекуперировать энергию упругой деформации.

Известно [3, 4, 6, 9, 10], что биомеханические характеристики мышечно-сухожильных структур человека не являются постоянными

ми величинами и могут зависеть от скорости приземления на опору. С этой целью был проведен пилотный эксперимент.

В исследовании приняли участие двое мужчин (первый – 1,84 м, 90 кг, 40 лет, занимается оздоровительным бегом 13 лет, второй – 1,79 м, 78 кг, занимается теннисом 12 лет, КМС).

Испытуемые выполняли прыгивание с возвышения босиком на динамометрическую платформу, приземляясь на носки напряженных ног, стараясь сохранить позу приземления. Скорость приземления варьировалась изменением высоты прыгивания с 9 до 30 см через 3 см (скорость приземления менялась от 1,34 до 2,45 м/с). На каждой высоте выполнялось по две попытки. Динамика контролируемых характеристик (средние значения) представлена в табл. 1.1.

Таблица 1.1

Динамика эквивалентных биомеханических характеристик МССНК при различных скоростях приземления на опору

Высота прыгивания, см	$K \times 10^4$ , н/м	г, кг/с	$Q_{вм}$
9	3.33	997	1.73
	2.79	897	1.76
12	3.58	1257	1.43
	2.67	807	1.83
15	3.33	1273	1.36
	2.53	934	1.54
18	3.02	1200	1.48
	2.73	952	1.57
21	3.07	1065	1.54
	4.25	1520	1.23
24	2.67	967	1.61
	3.53	1378	1.24
27	2.74	1046	1.50
	2.59	991	1.47
30	2.56	957	1.59
	2.15	870	1.53

Примечание: верхняя строчка в каждой графе – результаты 1-го испытуемого, нижняя – 2-го испытуемого.

В эксперименте использовалась динамометрическая платформа производства ООО «Медикал сервис», Россия. Относительная погрешность измерения вертикальной составляющей силы реакции опоры (ВССРО) не более 2,5 %, собственная частота платформы – не менее 300 Гц. Эквивалентные биомеханические характеристики МССГС определялись из анализа кривой ВССРО (рис.1.2), возникающей при приземлении испытуемого на динамометрическую платформу. На высоте более 30 см исследование не проводилось, так как у 1-го испытуемого было зафиксировано чрезмерное сгибание ног в коленном суставе.

Анализ динамики «эквивалентных» биомеханических характеристик МССНК (таблица 1) выявил следующее:

1. Значения «эквивалентных» биомеханических характеристик МССНК зависят от скорости приземления спортсмена на опору.

2. Статистическая взаимосвязь «эквивалентных» биомеханических коэффициентов жесткости и демпфирования достоверна для каждого испытуемого ( $r=0,819$ ,  $p<0,01$ ,  $r=0,864$ ,  $p<0,01$ ), что подтверждает сделанные ранее предположения о том, что накопление и рассеивание энергии упругой энергии в МССНК определяется одними и теми же механизмами функционирования [2–4, 6, 8, 9].

3. Полученные значения «эквивалентных» биомеханических коэффициентов жесткости и демпфирования МССНК совпадают с ранее полученными значениями, что подтверждает валидность предлагаемой нами методики.

4. У 1-го испытуемого минимальное значение эквивалентной биомеханической добротности получено на высоте 15 см с последующим увеличением, а у 2-го испытуемого – степень рекуперации энергии упругой деформации МССНК снижается с увеличением скорости приземления (скорости приземления 2,03 и 2,17 м/с) с дальнейшим ростом добротности при увеличении скорости приземления.

5. Полученные результаты являются объективными предпосылками для индивидуального подбора режимов тренировочных упражнений, способствующих совершенствованию рекуперативной способности мышечно-сухожильных структур нижних конечностей.

## *Литература*

1. Атабеков, Г.И. Основы теории цепей / Г.И. Атабеков. – М.: Энергия, 1969. – 347 с.
2. Дышко, Б.А. Об оценке рекуперативных свойств мышечно-сухожильных структур голеностопного сустава человека / Б.А. Дышко // Тез. Всесоюзного науч. симпозиума «Структурно-энергетическое обеспечение механической работы мышц». – М., 1990. – С. 12–13.
3. Дышко, Б.А. Оценка упруговязких свойств голеностопного сочленения / Б.А. Дышко, Б.С. Фарбер // «Протезирование и протезостроение»: сб. трудов. – Вып. 83. – М.: ЦНИИПП, 1988. – С. 88–95.
4. Зациорский, В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зациорский, А.С. Аруин, В.М. Селуянов. – М.: ФиС, 1981. – С. 97–112.
5. Стретт, В. (лорд Рэлей) Теория звука / В. Стретт. – М.: Гостехиздат, 1955. – 504 с.
6. Asmussen, E. Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise / E. Asmussen, F. Djnde-Petersen // Acta Physiol. Scand., 1974. – v. 92. – P. 537–545.
7. Bosco, C. Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise / C. Bosco at all // Acta Physiol. Scand., 1982. – v. 114. – P. 557–565.
8. Komi, P.V. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women / P.V. Komi, C. Bosco // Medicine & Science in Sports and Exercise. – 1978. – v. 10 (4). – P. 261–265.
9. Kyrolainen, H. Neuromuscular behavior of the triceps surae muscle-tendon complex during running and jumping / H. Kyrolainen at all // International Journal of Sports Medicine. – 2003. – v. 24 (3). – P. 153–155.
10. Viitasalo, J.T. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in drop jump / J.T. Viitasalo, A. Salo, J. Lahtinen // European Journal of Applied Physiology. – 1998. – v. 78. – P. 432–440.