
ПОСТРОЕНИЕ ЭФФЕКТИВНЫХ ЛОКОМОТОРНЫХ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СИСТЕМ — ОДИН ИЗ ГЛАВНЫХ ВОПРОСОВ ЭКОЛОГИИ СПОРТА

В.Л. Ростовцев

Лаборатория профилактики заболеваний высококвалифицированных спортсменов
Всероссийский научно-исследовательский институт физической культуры и спорта
Елизаветинский пер., 10, Москва, Россия, 105005

В статье приводятся результаты исследования возможности построения эффективных локомоторных систем на основе применения дополнительных биологических обратных связей и технических средств.

В своей теории функциональных систем П.К. Анохин [1] сформулировал основные принципы функционирования физиологических систем, последовательность и иерархию построения отношений между уровнями и системами участников протекающих процессов. П.К. Анохин доказал, что человеческий организм представляет собой не простое объединение систем и органов, а интегративную систему, которая полностью подчинена выполнению той или иной задачи. Функциональные системы, по П.К. Анохину — это самоорганизующиеся и саморегулирующиеся динамические центрально-периферические организации, объединенные нервными и гуморальными регуляциями, все составные компоненты которых взаимодействуют, обеспечивая различными полезными для самих функциональных систем и для организма в целом адаптивными результатами, удовлетворяющими его различные потребности.

Двигательная система спортсмена может быть выделена в отдельную локомоторную функциональную систему (ЛФС). По своему устройству ЛФС принципиально не отличается от других — ее функционирование обеспечивается по тем же принципам. ЛФС состоит из отдельных функциональных звеньев, которые параллельно с другими звеньями объединены одним акцептором результата действия — той или иной двигательной задачей. Среди отдельных функциональных звеньев можно выделить главное функциональное, или, по определению И.П. Ратова [3] — лимитирующее звено. Это звено является консолидирующим «ключом», настраивающим организованные исходной доминирующей двигательной задачей отдельные элементы в динамическую, саморегулирующуюся и самонастраивающуюся функциональную систему. На это звено ложится основная ответственность мобилизации протекающих адаптивных процессов. Именно оно наиболее напряжено, в первую очередь подвержено утомлению, вследствие которого появляются профессиональные изменения и заболевания. Поэтому это звено нуждается не в повышении нагрузки, что часто происходит при бессистемном применении тренажеров, а в облегчении функционирования и обеспечении дополнительным ресурсом.

Если главному (в то же время — лимитирующему) функциональному звену обеспечить дополнительный двигательный ресурс, то это позволит вывести всю ЛФС на более высокий и сбалансированный (по теории П.К. Анохина) уровень функционирования, повысит эффективность релаксационных механизмов во время выполнения физических упражнений и, таким образом, уменьшит вероятность травм и заболеваний.

Методы, задачи и организация исследования. Всего в исследованиях принял участие 71 спортсмен. Из них 49 бегунов и многоборцев и 22 лыжника-гонщика. Все спортсмены — высокой квалификации (от 1-го разряда до мастеров спорта международного класса). Задачами экспериментов являлись: 1. Определение степени влияния биологических обратных связей (БОС) при беге и динамической электростимуляции (ДЭС) при передвижении на лыжах [4] на качество выполнения спортивных упражнений и 2. Выявление механизмов воздействия этих средств на организм спортсменов.

Первая серия экспериментов была посвящена изучению влияния БОС на структуру бегового шага. Было выявлено, что лимитирующими звеньями бегового шага являются не фаза отталкивания от опоры, как это можно было бы предположить заранее. Основным препятствием поддержания скорости бега было торможение, возникающее при постановке ноги на опору, и повышенные вертикальные колебания тела. Наиболее информативными параметрами, характеризующими эти явления, были отрицательное горизонтальное ускорение, возникающее в момент постановки ноги на опору (фаза амортизации) и положительная вертикальная составляющая ускорения при отталкивании.

Исследования проводились на тредбане «Квинтон», дополнительно оснащенного регистраторами продолжительности опорных и полетных фаз бега, частоты сердечных сокращений (ЧСС), газоанализатором и акселерометром (рис. 1). В качестве индикаторов для передачи спортсмену текущей информации были разработаны и изготовлены аналоговые световые вертикально расположенные устройства. Эксперименты были построены следующим образом. Спортсмен, следуя определенному алгоритму двигательных действий, наблюдал перед собой величины ускорений во время амортизации и отталкивания, времени опоры и полета, ЧСС в виде световых вертикальных столбиков. Перед ним стояла задача добиться уменьшения ЧСС на стандартной скорости бега (4 м/с) за счет уменьшения излишних ускорений.

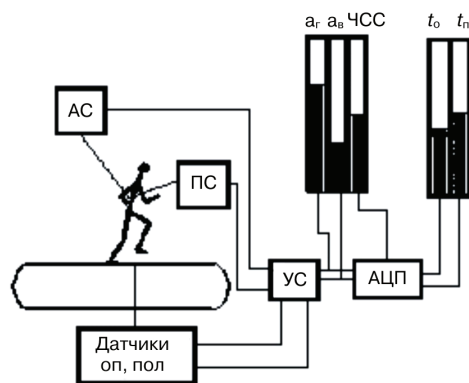


Рис. 1. Блок-схема тренажерно-исследовательского комплекса с дополнительными обратными связями

АС — акселерометр, ПС — пульсометр, оп — датчик опоры, пол — датчик полета, УС — усилитель, АЦП — аналого-цифровой преобразователь, аг — отрицательное горизонтальное ускорение, возникающее в момент постановки ноги на опору, ав — положительное вертикальное ускорение при отталкивании, ЧСС — частота сердечных сокращений, t_o — время опоры, t_n — время полета

Ускорения тела в горизонтальной и вертикальной плоскостях регистрировались с помощью усилителя и датчика фирмы «Брюль и Кьер» с чувствительностью 20—30 мВ/г и погрешностью измерений 3% в диапазоне 0,3—10 000 Гц. Чувствительный элемент (датчик) был закреплен на специальном поясе, который одевался на спортсмена и располагался на поясице вблизи центра масс тела.

Каждый из испытуемых бежал несколькими вариантами бегового шага: естественным, с удлиненным и укороченным шагом, с уменьшением отрицательного горизонтального ускорения тела при постановке ноги на опору, с уменьшением положительного вертикального ускорения тела при отталкивании и расслаблении. Последовательность вариантов бега у каждого из бегунов была разной, чтобы при усредненных расчетах избежать влияния других факторов (перекрестный эксперимент). У спортсменов в течение 30 минут работы и 10 минут восстановления одновременно регистрировались потребление кислорода (VO_2) и ЧСС.

Результаты исследования. Динамика изменения потребления кислорода и ЧСС однонаправлена, и изменения этих показателей находятся в тесной корреляционной связи. Значения коэффициентов корреляции для всех испытуемых и вариантов бега колебались от 0,87 до 0,99 ($P \leq 0,01$). Среднее значение коэффициента корреляции для всех испытуемых равно $0,94 \pm 0,04$ ($P \leq 0,01$).

Во время бега независимо от варианта бегового шага значения VO_2 и ЧСС постоянно повышались. Повышение ЧСС составило, в среднем, по всем вариантам бега 1,6 уд/мин, повышение VO_2 составило 0,07 л/мин. Коэффициент вариации (процентное отношение среднего квадратичного отклонения к среднему арифметическому) для VO_2 изменялся в зависимости от режима бега от 5,4% до 12,4% и составила, в среднем, 8%. Вариация значений ЧСС изменялась от 1,9% до 3,2% и, в среднем, равнялась 2,5%. Расчет уравнения регрессии динамики ЧСС показал следующую зависимость изменений пульса в естественных режимах бега от времени: $\dot{Y} = 133,9 + 0,256t$.

Таблица 1

**ЧСС и биомеханические параметры бегового шага
при выполнении задания «Уменьшить ускорение в фазе амортизации» ($x \pm \sigma$)**

№ пп.	Параметры	Естественный бег	Бег с уменьшением ускорения в фазе амортизации	Разница и достоверность изменений
1	ЧСС (уд/мин)	$136,6 \pm 2,7$	$134,7 \pm 2,7$	1,9 ($P < 0,01$)
2	Время опоры (мс)	$214,4 \pm 14,6$	$207,7 \pm 13,8$	6,7 ($P < 0,05$)
3	Время полета (мс)	$116,3 \pm 7,4$	$115,7 \pm 7,6$	0,6
4	Горизонтальная составляющая ускорения тела (g)	$1,96 \pm 0,20$	$1,73 \pm 0,18$	0,23 ($P < 0,05$)
5	Вертикальная составляющая ускорения тела (g)	$2,50 \pm 0,64$	$2,43 \pm 0,63$	0,07
6	Частота шагов (Гц)	$3,02 \pm 0,07$	$3,17 \pm 0,07$	-0,15 ($P < 0,05$)
7	Длина шага (см)	$132,4 \pm 7,8$	$126,2 \pm 7,3$	6,2 ($P < 0,05$)
8	Результирующая горизонтальных и вертикальных ускорений (g)	4,46	4,16	0,30 ($P < 0,01$)

Оказалось, что при выполнении задания по уменьшению отрицательного горизонтального ускорения, в среднем, на 0,23g ($P \leq 0,05$) существенно снизились

ЧСС, время опоры, длина шага и результирующая ускорений тела. При этом произошло значительное повышение частоты шагов. Время полета и вертикальная составляющая ускорения практически не изменились (табл. 1).

Таблица 2

Изменение средних значений ЧСС и биомеханических параметров бегового шага при выполнении задания «Уменьшить вертикальные колебания тела» ($x \pm \sigma$)

№ пп.	Параметры	Естественный бег (среднее 2-х)	Бег с уменьшением вертикальных колебаний	Разница и достоверность изменений
1	ЧСС (уд/мин)	$136,1 \pm 6,7$	$134,4 \pm 7,1$	$1,7 (P < 0,05)$
2	Время опорной фазы (мс)	$215,8 \pm 11,9$	$219,2 \pm 12,6$	-3,4
3	Время полетной фазы (мс)	$110,2 \pm 7,9$	$102,1 \pm 8,2$	$8,1 (P < 0,05)$
4	Горизонтальная составляющая ускорения тела (q)	$1,98 \pm 0,21$	$2,07 \pm 0,19$	-0,09
5	Вертикальная составляющая ускорения тела (q)	$2,75 \pm 0,43$	$2,16 \pm 0,41$	$0,59 (P < 0,05)$
6	Частота шагов (Гц)	$3,06 \pm 0,06$	$3,11 \pm 0,09$	-0,06
7	Длина шагов (см)	$130,7 \pm 5,8$	$128,9 \pm 6,1$	1,8

Было выявлено достоверное увеличение ($P \leq 0,001$) регистрируемых величин при беге с удлинненным и укороченным шагом по сравнению с естественным бегом. В среднем, при укорочении шага на 12,9% потребление кислорода увеличилось на 11%, ЧСС увеличилась на 5,8%; при удлинении шага на 23,7% VO_2 и ЧСС увеличился на 19,2%, ЧСС повысилась на 6,1%.

При выполнении задания по уменьшению вертикальных колебаний тела, что отразилось в уменьшении этого параметра на 0,59g по сравнению с естественными вариантами бега, было обнаружено следующее. Существенно ($P \leq 0,05$) снизились критерий экономичности — ЧСС и время полетной фазы. Остальные параметры не претерпели достоверных изменений (табл. 2).

Вторая серия экспериментов была посвящена исследованию влияния ДЭС на структуру лыжного хода. Доказательствами повышения действия релаксационных механизмов при использовании ДЭС во время выполнения физических упражнений явились результаты электромиографического исследования. Электроактивность (ЭА) определялась при передвижении на лыжероллерах классическим ходом без применения ДЭС и после ее применения на четырехглавой мышце бедра (*m. quadriceps femoris*) в момент отталкивания. Оказалось (рис. 2), что мышцы-синергисты, активно участвующие в произведении усилий, увеличивают свою активность после стимуляции, а пассивные — уменьшают. ЭА стимулируемой четырехглавой мышцы бедра, нестимулируемых трехглавой мышцы плеча (*m. triceps brachii*) и широчайшей мышцы спины (*m. latissimus dorsi*), активно участвующих в отталкивании, увеличились в следующих после ДЭС проходах на 14,3—6,1%. ЭА двухглавой мышцы бедра (*m. biceps femoris*), пассивной при отталкивании, и стимулируемой четырехглавой мышцы бедра в момент пассивной фазы скольжения уменьшились на 6,6—6,8%.

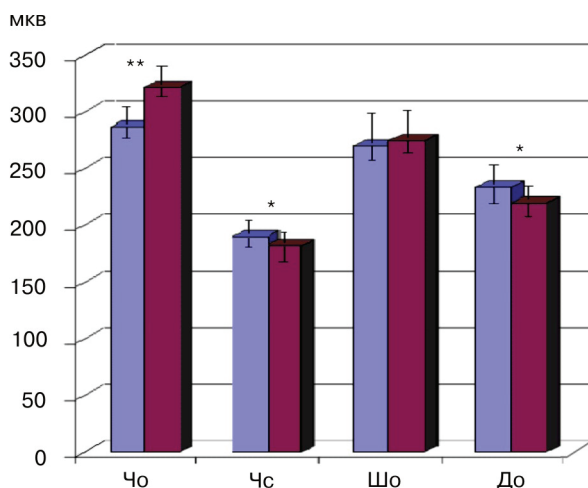


Рис. 2. ЭА активно участвующих в отталкивании мышечных групп: четырехглавой мышцы бедра (*m. quadriceps femoris*) — Чо; широчайшей мышцы спины (*m. latissimus dorsi*) — Шо и относительно пассивных мышечных групп: *m. quadriceps femoris* в момент скольжения — Чс; двуглавой мышцы бедра в момент отталкивания (*m. biceps femoris*) — До. Светлые столбцы — обычный режим передвижения, темные — после ДЭС. * — $P \leq 0,05$, ** — $P \leq 0,01$

Полученные данные были подтверждены оценкой общего энергообеспечения: потребление кислорода, ЧСС, кислородная и пульсовая стоимость метра дистанции оказались ниже при развивающей и субмаксимальной интенсивности при ДЭС, чем без нее.

Заключение. Результаты исследования показали эффективность применения БОС и ДЭС в качестве специальных дополнительных тренировочных средств. Суть их влияния выражается в обеспечении дополнительного двигательного ресурса главному (лимитирующему) звену и оптимизирующей перестройки всей ЛФС. Объяснение данного факта основано на интегративной природе функциональных физиологических систем теории П.К. Анохина.

Использование дополнительных биологических обратных связей связано с повышением разрешающей способности человека оценивать небольшие отклонения параметров на основе проприорецептивной системы оценки собственных двигательных действий. Построение эффективной ЛФС основано на включении дополнительной релаксации во время бега за счет внешних обратных связей. На это указывает оптимизация гемодинамических и биомеханических параметров.

Применение динамической электростимуляции (проводимой непосредственно во время выполнения физических упражнений) произвело регуляторное действие данного локомоторного акта и имело не только усиливающее влияние на активно работающие группы мышц, но и уменьшающее активность пассивных групп, позволяющее восстанавливаться им в лучшей степени. Эти результаты согласуются с известным явлением реципрокного (сочетанного) взаимодействия мотонейронов мышц-разгибателей, например бедра, при обычном отталкивании и мышц-сгибателей, являющихся антагонистами при выполнении указанного движения [5].

При отталкивании происходит возбуждающее эфферентное влияние на четырехглавую мышцу бедра и тормозящее на двухглавую мышцу бедра этой же ноги. В нашем случае (при электростимуляции) тормозящему влиянию ЦНС были подвержены не только мышца-антагонист этой же ноги (двухглавая мышца бедра), но и другие относительно пассивные мышцы-агонисты (та же четырехглавая мышца бедра в момент скольжения, т.е. в период относительно пассивного состояния), для которых эффект расслабления в этот момент локомоций предпочтителен. В то же время наблюдалось усиление возбуждающего влияния на мышцы-синергисты в этом движении — трехглавую мышцу плеча и широчайшую мышцу спины. В целом, электростимуляция четырехглавой мышцы бедра, являющейся в момент отталкивания главным синергистом, привело к торможению активности всех антагонистов и относительно пассивных групп мышц в этот момент, их расслаблению и восстановлению.

Полученные результаты легли в основу разработки концепции применения тренажеров и других дополнительных (внутриренировочных) средств для повышения работоспособности и эффективности тормозного релаксационного механизма [2] при уменьшении вероятности получения травм и заболеваний.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] *Анохин П.К.* Очерки по физиологии функциональных систем. — М.: Медицина, 1975.
- [2] *Высочин Ю.В., Денисенко Ю.П.* Современные представления о физиологических механизмах срочной адаптации организма спортсменов к воздействиям физических нагрузок // Теория и практика физической культуры. — 2002. — № 7. — С. 2—6.
- [3] *Ратов И.П.* Исследование спортивных движений и возможностей управления изменениями их характеристик с использованием технических средств: Автореф. дис. ... докт. пед. наук. — М., 1972.
- [4] *Ростовцев В.Л.* Влияние нестандартных тренировочных воздействий на энергообеспечение движений, вероятность переутомления и специальную работоспособность спортсменов // Вестник РУДН. Серия «Экология и безопасность жизнедеятельности». — 2008. — № 1. — С. 47—54.
- [5] *Физиология мышечной деятельности: Учеб. для институтов физ. культ. / Под ред. Я.М. Коца.* — М.: ФИС, 1982.

CONSTRUCTION OF EFFECTIVE LOCOMOTOR FUNCTIONAL SYSTEMS AS ONE OF THE MAIN QUESTIONS OF SPORT ECOLOGY

V.L. Rostovtsev

Laboratory of prophylaxis of elite sportsmen diseases
All-Russian science-research institute of physical culture and sport
Elizavetskij lane, 10, Moscow, Russia, 105005

The article contains results of investigation how to build effective locomotion systems under application biology back relation and technical equipments.