



DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2017.2.04

УДК 531/534:[57+61]

## **ПОСТУРАЛЬНЫЙ БАЛАНС У ЛЕГКОАТЛЕТОВ–БЕГУНОВ НА СРЕДНИЕ ДИСТАНЦИИ**

**В.В. Епишев<sup>1</sup>, К.Е. Рябина<sup>2</sup>, А.П. Исаев<sup>3</sup>, В.В. Эрлих<sup>4</sup>**

<sup>1</sup> Кафедра теории и методики физической культуры и спорта Южно-Уральского государственного университета (научно-исследовательский институт), Россия, 454080, Челябинск, проспект Ленина, 76, e-mail: epishev74@mail.ru

<sup>2</sup> Кафедра теории и методики физической культуры и спорта Южно-Уральского государственного университета (научно-исследовательский институт), Россия, 454080, Челябинск, проспект Ленина, 76, e-mail: ryabina.1991@mail.ru

<sup>3</sup> Научно-исследовательский центр спортивной науки Южно-Уральского государственного университета (научно-исследовательский институт), Россия, 454080, Челябинск, проспект Ленина, 76, e-mail: julya-74@yandex.ru

<sup>4</sup> Институт спорта, туризма и сервиса Южно-Уральского государственного университета (научно-исследовательский институт), Россия, 454080, Челябинск, проспект Ленина, 76, e-mail: erlih-vadim@mail.ru

**Аннотация.** Целью работы является анализ особенностей пострального баланса у легкоатлетов высокой спортивной квалификации. В работе представлены результаты исследования состояния позвоночника (МБН «ЗД сканер») и вертикальной устойчивости (МБН «Стабило») у профессиональных легкоатлетов ( $n = 18$ , звание кандидат в мастера спорта и мастер спорта), бегунов на средние дистанции (1500 м, 3000 м). Исследование позвоночника включало регистрацию параметров деформации позвоночника методом оптического маркирования костных ориентиров. Исследование вертикальной устойчивости проводилось в положении стоя на стабилметрической платформе в привычном для спортсмена положении стоп с открытыми и закрытыми глазами в течение 30 с каждой пробы. Статистическим, разведочными факторным и кластерным анализом выявлены особенности пространственного положения позвоночника, определяющие стратегию поддержания пострального баланса. Приведено математическое моделирование и математическое подтверждение специфики пострального контроля. Выявлено, что у легкоатлетов наблюдаются изменения в состоянии шейного лордоза и грудного кифоза, оказывающие значительное влияние на параметры вертикальной устойчивости: скорость перемещения общего центра давления, площадь статокнезиограммы и динамический компонент равновесия в пробе с закрытыми глазами. Выдвинута гипотеза, что данные изменения могут являться следствием адаптационно-компенсаторных реакций организма спортсменов к тренировочному процессу. Предполагается, что имеются специфические маркеры состояния опорно-двигательного аппарата, характеризующие перенапряжение мышц нижних конечностей и свидетельствующие о существовании доклинических признаков травм и повреждений мышц, сухожилий и суставов.

**Ключевые слова:** легкоатлеты, состояние позвоночника, стабилметрия, постральный баланс.

---

© Епишев В.В., Рябина К.Е., Исаев А.П., Эрлих В.В., 2017

Епишев Виталий Викторович, к.б.н., доцент кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Челябинск

Рябина Кристина Евгеньевна, аспирант кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Челябинск

Исаев Александр Петрович, д.б.н., профессор, директор научно-исследовательского центра спортивной науки, Челябинск

Эрлих Вадим Викторович, д.б.н., доцент, директор института спорта, туризма и сервиса, Челябинск

## ВВЕДЕНИЕ

Опорно-двигательный аппарат спортсменов, являясь основным элементом, обеспечивающим конечную результативность, испытывает чрезмерные нагрузки, что требует изучения специфических изменений состояния позвоночника и постурального стереотипа в целом [12].

Выполнение длительных стереотипных движений может приводить к созданию застойных очагов возбуждения в определенных участках мозга, в результате которого не возникает создание нового двигательного стереотипа, характерного для конкретного вида спорта, а происходит искажение тонусно-силового баланса естественных двигательных конфигураций, снижение упруго-вязких характеристик мышц, суставов и сухожилий [16]. В итоге теряется стабилизационная функция скелетно-мышечной системы, что находит свое отражение в функциональном состоянии позвоночника, способствуя формированию изменений в системе «агонист–антагонист–синергист», а также в виде приспособительных реакций, когда одна часть мышечного волокна компенсирует возникающий дефицит возбудимости в другой части мышечного волокна [8].

При поддержании вертикальной позы происходят достаточно сложные гармонические колебания как общего центра масс, так и общего центра давления стоп на плоскость опоры. В поддержании позы активное участие принимает тоническая мускулатура, которая для предотвращения падения человека «мозаично» перераспределяет напряжение между различными группами мышц [17, 19].

В условиях развития локально-региональной мышечной выносливости гравитационными и баллистическими средствами (прыжки, многоскоки, метания) возникает ударно-вибрационная (колебательная) активность тела, которая детерминирует функционирование проприорецепторов, участвующих в возбуждении постсинаптической мембраны, предопределяя тонус мышц и оптимальность работы данной анатомо-физиологической структуры [3].

Цель исследования – анализ особенностей постурального баланса у легкоатлетов высокой спортивной квалификации.

## МЕТОДИКА

В исследовании приняли участие юноши легкоатлеты ( $n = 18$  в возрасте 19–23 лет) квалификации кандидат в мастера спорта ( $n = 8$ ) и мастер спорта ( $n = 10$ ), специализирующиеся в беге на средние дистанции. Исследование проходило на базе научно-исследовательского центра спортивной науки Южно-Уральского государственного университета с использованием следующих аппаратных комплексов: МБН «3Д Сканер», МБН «Стабило» [4, 11, 23].

МБН «3Д Сканер» позволяет регистрировать параметры деформации позвоночника методом оптического маркирования костных ориентиров теменной части, вершины остистых отростков  $C_2-C_7$ ,  $Th_1-L_5$ , акромиальные отростки лопаток, верхней передней и задней подвздошных остей (рис. 1). По результатам маркирования программа осуществляет анализ и обработку данных, строя визуальную схему состояния позвоночника в трех плоскостях и цифровые данные о длинах, углах взаимного расположения, значениях отклонения от вертикальной оси [18].

Измерение на МБН «3Д Сканер» проводилось в положении стоя на двух ногах без обуви, в привычном для спортсмена положении. Костные ориентиры предварительно отмечались на теле испытуемого маркером.

Стабилометрическая установка МБН «Стабило» фиксирует параметры динамической стабилизации вертикального положения тела (стабилометрия), определяя глобальную характеристику баланса тела, что позволяет делать заключения о наличии функциональных нарушений в позвоночнике, анализировать состояние

нервной системы, вестибулярного и зрительного анализаторов, оценивать состояние мышц и суставов нижних конечностей.

Измерение на МБН «Стабило» также проводилось в положении стоя на двух ногах в привычном для спортсмена положении с открытыми и закрытыми глазами в течение 30 с каждой пробы. Для получения более точных данных измерения проводились два раза с интервалом 10 минут и в программу вводились данные о длине тела, длине и ширине стопы (рис. 2).

### РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Из массива данных пространственного положения позвоночника и стабилотрии были отобраны ключевые показатели (всего 26), которые нами были отсортированы и импортированы в специальные программы для статистического анализа (*Statistica 10.0, Deductor, Eviews*) где подвергались вариационному, корреляционному, разведочному факторному и кластерному анализу.

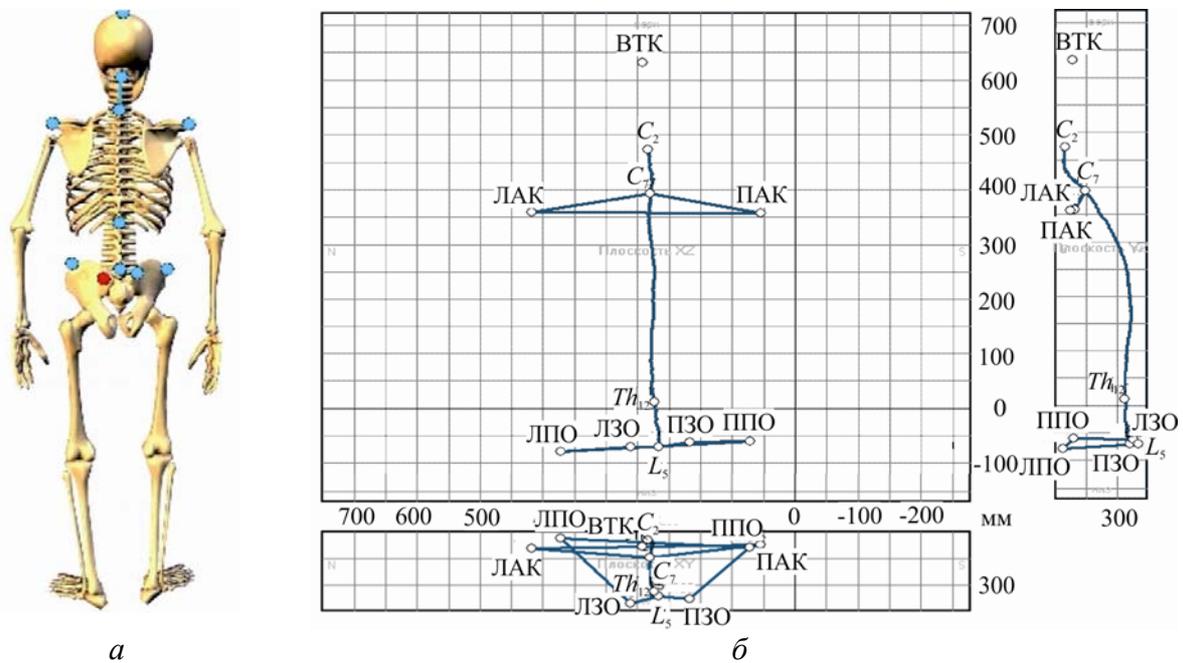


Рис. 1. Методика маркирования костных ориентиров (а) и пример визуальной программной обработки результатов (б) исследования на «Сканер МБН»

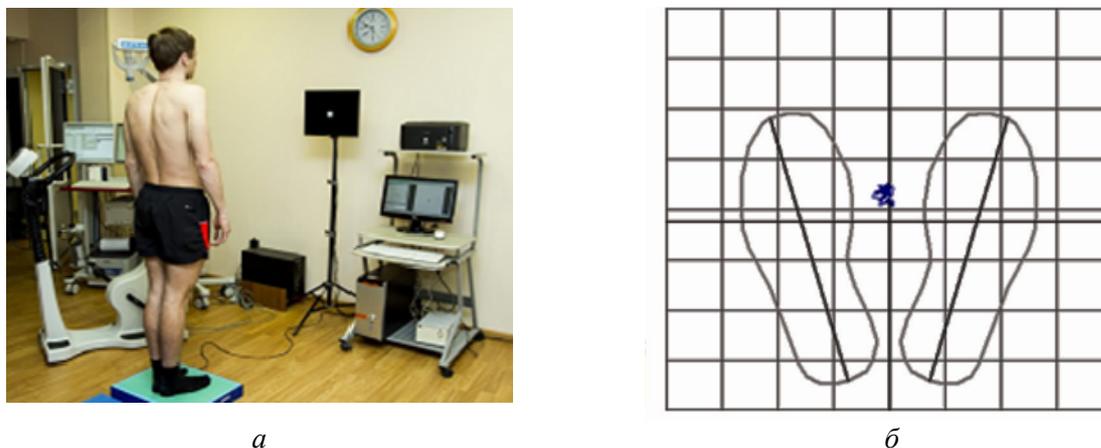


Рис. 2. Методика исследования на «МБН Стабило» (а) и пример результата в 30 с пробе с открытыми глазами (б)

Таблица 1

**Параметры удержания вертикальной позы и состояния позвоночника у легкоатлетов**

Параметр	$M \pm m$
Длина хорды дуги между точками $Th_{12}-L_5$ , мм	$90,28 \pm 4,51$
Длина хорды дуги между точками $C_2-C_7$ , мм	$89,83 \pm 3,05$
Длина хорды дуги между точками $C_7-Th_{12}$ , мм	$377,56 \pm 6,44$
Угол наклона проекции $C_2-C_7$ в плоскости $X$ , град	$90,94 \pm 0,75$
Угол наклона проекции $C_2-C_7$ в плоскости $Y$ , град	$103,22 \pm 1,51$
Угол наклона проекции $Th_{12}-L_5$ в плоскости $X$ , град	$91,89 \pm 0,75$
Угол наклона проекции $Th_{12}-L_5$ в плоскости $Y$ , град	$95,17 \pm 1,31$
Угол наклона проекции $L_5-C_7$ в плоскости $X$ , град	$89,50 \pm 0,38$
Угол наклона проекции $L_5-C_7$ в плоскости $Y$ , град	$86,44 \pm 0,44$
Угол наклона проекции $C_7-Th_{12}$ в плоскости $X$ , град	$88,83 \pm 0,31$
Угол наклона проекции $C_7-Th_{12}$ в плоскости $Y$ , град	$92,09 \pm 0,63$
Коэффициент Ромберга, %	$169,3 \pm 16,58$
Отклонение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза открыты, мм	$12,13 \pm 1,12$
Отклонение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза закрыты, мм	$20,11 \pm 2,61$
Отклонение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза открыты, мм	$18,19 \pm 2,14$
Отклонение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза закрыты, мм	$25,54 \pm 3,13$
Скорость общего центра давления, глаза открыты, мм/с	$11,15 \pm 0,44$
Скорость общего центра давления, глаза закрыты, мм/с	$15,86 \pm 0,83$
Площадь статокинезиограммы, глаза открыты, мм <sup>2</sup>	$93,24 \pm 8,67$
Площадь статокинезиограммы, глаза закрыты, мм <sup>2</sup>	$161,9 \pm 19,35$
Динамический компонент равновесия, глаза открыты, ед	$61,52 \pm 1,87$
Динамический компонент равновесия, глаза закрыты, ед	$70,62 \pm 1,87$
Положение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза открыты, мм	$3,18 \pm 0,96$
Положение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза закрыты, мм	$2,13 \pm 0,88$
Положение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза открыты, мм	$9,56 \pm 2,76$
Положение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза закрыты, мм	$9,12 \pm 2,49$

В табл. 1 представлены результаты исследования пространственного положения позвоночника и данные стабилметрического исследования.

Как видно из табл. 1, состояние позвоночника у легкоатлетов характеризуется отсутствием значимых асимметрий в углах отклонения в плоскости  $X$  (отклонения влево-вправо), что отражается в фактическом отсутствии отклонений в значениях положения общего центра давления в фронтальной плоскости (смещение вправо около 3 мм). Положение общего центра давления в сагиттальной плоскости (смещение вперед около 9 мм) отражает совокупность специфических деформаций позвоночника в плоскости  $Y$ , т.к. в сагиттальной плоскости преобладает стратегия взаимоотношений между звеньями тела, когда колебания верхнего звена опережают во времени колебания нижнего звена [9].

В частности, параметр угол наклона проекции  $C_7-Th_{12}$  в плоскости  $Y$  (градусы) отображает состояния грудного кифоза и свидетельствует о незначительном наклоне вперед, что в сочетании с явным смещением шейного отдела вперед (угол наклона проекции  $C_2-C_7$  в плоскости  $Y$ ) определяет переднее смещение общего центра давления. Можно предположить, что в верхне- и нижнегрудном отделе позвоночника у легкоатлетов возникают функциональные блоки «на сгибание», что определило неподвижность позвоночно-двигательных сегментов в этих участках. Исходя из того, что в остистых отростках  $C_6-Th_2$  начинается верхняя задняя зубчатая мышца, а на уровне  $Th_{11}-L_3$  нижняя задняя зубчатая мышца, то первичное формирование такой осанки определяется именно изменением в функциональном состоянии данных мышц [11, 23]. Кроме того, наклон головы вперед может определяться нарушением тонуса и длины поверхностных (грудино-ключично-сосцевидная) и глубоких мышц шеи: межостистых (соединяют остистые отростки смежных шейных позвонков и сближают их) и подзатылочных мышц (служат для сочленения между головой и позвоночником). При долговременном положении и смещении шейных позвонков необходима мануальная терапия для профилактики осложнений [6, 13, 15].

Схематическое изображение пострурального баланса легкоатлетов представлено на рис. 3. Красные направляющие – смещение шейного и грудных отделов кпереди; черная направляющая – смещение центра давления тела, красное изображение напряжения – нагрузка на поструральные мышцы голени. При подобном расположении икроножные и камболовидные мышцы и мышцы стопы испытывают чрезмерную нагрузку, что приводит к повышению их тонической активности, спазму глубоких вен и, в конечном итоге, к перенапряжению с микротравмами ахиллова сухожилия и / или формированию пяточной шпоры (за счет систематических микронадрывов надкостницы в месте прикрепления сгибателя большого пальца стопы) [9, 20, 21].

В полученной стабиллограмме об этом свидетельствуют высокие значения скорости общего центра давления (более 10 мм/с) и площади статокинезиограммы: для обеспечения вертикальной устойчивости бегунам приходится быстро реагировать на колебания тела и, изменяя траекторию падения, увеличивать площадь опоры за счет уплощения свода стопы.

В целях нашего исследования было решено провести факторный анализ, рассмотрев две группы показателей, характеризующих состояние позвоночника (группа 1 – «позвоночник», параметры № 1–11 в табл. 1) и вертикальную устойчивость легкоатлетов (группа 2 – «стабилометрия», параметры № 12–26 в табл. 1). Для проведения факторного анализа существует необходимость объединения множества коррелирующих между собой переменных в один фактор, что, несмотря на анатомо-физиологическую логичность выбора, требует статистического подтверждения. Для идентификации взаимосвязей между выбранными переменными был проведен корреляционный анализ. В результате получения корреляционной матрицы была статистически подтверждена тесная взаимосвязь внутри обозначенных групп: между показателями «позвоночник» зафиксировано 17 взаимосвязей ( $|r| \geq 0,45$ ,  $p \leq 0,05$ ); 43 взаимосвязи между показателями «стабилометрия» ( $|r| \geq 0,45$ ,  $p \leq 0,05$ ), тогда как взаимосвязи между обозначенными группами выявились лишь в 5 случаях.

Кроме того, для корректного проведения факторного анализа все переменные были нормализованы (функция «Standardize» в программе *Statistica 10.0*). Далее при помощи метода главных компонент (факторный анализ) были получены коэффициенты, с которыми обозначенные переменные входят в интегральные показатели (табл. 2), что позволило произвести расчет индивидуальных значений факторов «позвоночник» и «стабилометрия» и переменных, входящих в эти факторы.

Таблица 2

**Результаты разведочного факторного анализа интегральных показателей «позвоночник» и «стабилометрия» у легкоатлетов**

Фактор «позвоночник»		Фактор «стабилометрия»	
Переменные	K фактор	Переменные	K фактор
Длина хорды дуги между точками $Th_{12}-L_5$ , мм	0,57	Коэффициент Ромберга, %	-0,50
Длина хорды дуги между точками $C_2-C_7$ (мм)	-0,69	Отклонение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза открыты, мм	-0,48
Длина хорды дуги между точками $C_7-Th_{12}$ , мм	-0,60	Отклонение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза закрыты, мм	-0,86
Угол наклона проекции $C_2-C_7$ в плоскости $X$ , град	-0,28	Отклонение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза открыты (мм)	-0,73
Угол наклона проекции $C_2-C_7$ в плоскости $Y$ , град	-0,39	Отклонение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза закрыты, мм	-0,74
Угол наклона проекции $Th_{12}-L_5$ в плоскости $X$ , град	-0,61	Скорость общего центра давления, глаза открыты, мм/с	-0,78
Угол наклона проекции $Th_{12}-L_5$ в плоскости $Y$ , град	-0,93	Скорость общего центра давления, глаза закрыты (мм/с)	-0,87
Угол наклона проекции $L_5-C_7$ в плоскости $X$ , град	-0,21	Площадь статокинезиограммы, глаза открыты, мм <sup>2</sup>	-0,68
Угол наклона проекции $L_5-C_7$ в плоскости $Y$ , град	-0,85	Площадь статокинезиограммы, глаза закрыты, мм <sup>2</sup>	-0,87
Угол наклона проекции $C_7-Th_{12}$ в плоскости $X$ , град	-0,14	Динамический компонент равновесия, глаза открыты, ед	-0,81
Угол наклона проекции $C_7-Th_{12}$ в плоскости $Y$ , град	0,25	Динамический компонент равновесия, глаза закрыты, ед	-0,92
–	–	Положение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза открыты (мм)	0,23
–	–	Положение общего центра давления в фронтальной плоскости, глаза закрыты, мм	0,27
–	–	Положение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза открыты, мм	0,03
–	–	Положение общего центра давления в сагиттальной плоскости, глаза закрыты, мм	-0,03

По требованиям к организации факторного анализа для хорошо обоснованного окончательного решения необходимо, чтобы число испытуемых было в три и более раз больше чем количество переменных. В нашем случае для 26 переменных (два фактора) необходимо 76 испытуемых. Или стоит отображать в три раза меньше переменных, в нашем случае это 6 переменных. Первый вариант для нас не подходит, т.к. количество мастеров спорта и кандидатов в мастера спорта по легкой атлетике на средние дистанции в Челябинской области меньше требуемого порога, а от уменьшения

количества переменных пропадет суть факторного анализа, хоть и набрано минимальное количество переменных для одного фактора. Но для проведения разведочного факторного анализа максимальные требования соблюдать не обязательно [5, 7, 10]. Последующий сбор данных будет проведен на выборке кандидатов в мастера спорта и первого взрослого разряда для получения нового факторного решения, которое будет (по нашему прогнозированию) совпадать с нынешним ответом в связи с особенностями тренированности избранного вида спорта.

Из табл. 2 видно, что переменными, вносящими наибольший вклад в фактор «позвоночник», являются угол наклона проекции  $Th_{12}-L_5$  и угол наклона проекции  $L_5-C_7$  в плоскости  $Y$ , а в факторе «стабилометрия» – скорость общего центра давления, площадь статокинезиограммы и динамический компонент равновесия при пробах с закрытыми глазами. Следовательно, высказанное выше предположение о наличии избыточной тонической активности икроножных мышц и мышц стопы, первично влияющих на поструральный баланс легкоатлетов, нашло статистически обоснованное подтверждение.

В дальнейшем на основе визуального анализа диаграммы рассеяния (рис. 4) полученных факторов, нами выявлена некоторая неоднородность индивидуальных параметров, которая позволила предположить наличие двух ведущих адаптационно-компенсаторных механизмов формирования изменений в опорно-двигательном аппарате. Так, фактор «стабилометрия» имеет статистически отрицательную, а фактор «позвоночник» статистически положительную зависимость. На графике фактора «стабилометрия» расположено «облако» точек, о котором можно сказать, что оно вытянуто по диагонали от левого верхнего угла к правому нижнему, т.е. с ростом одного признака другой признак в среднем убывает, и наоборот для фактора «позвоночник» [10].

Для статистического подтверждения предполагаемой структуры данных было решено идентифицировать группы наблюдений путем выявления кластеров из исходной выборки. После факторного анализа выборка не нуждается в доработке [10].

Кластеризация методом  $k$ -средних с заранее заданным числом кластеров, равным 2, позволила разделить исходную выборку по значениям рассчитанных факторов «позвоночник» и «стабилометрия» на две группы. В каждом кластере объекты схожи, а между различными кластерами существуют явные отличия. Главная цель, которую данный анализ преследует, – выявить схожие объекты в исследуемой выборке, так же метод  $k$ -средних считается геометрическим (структурным) подходом, который обладает большей формализованностью понятия близости [1]. Средние значения для этих групп в соответствии с полученными кластерами наглядно представлены на рис. 5, а.

Применяя к исходной выборке другой метод – иерархическую кластеризацию, можно осуществить упорядочивание данных, визуализация которых обеспечивается с помощью графов. Методом одиночной связи (метод ближайшего соседа) были выявлены взаимные связи между объектами из заданного множества, также представленные при помощи дендрограммы на рис. 5, б. На каждом шаге кластеризации происходит объединение двух наиболее близких кластеров (линейные расстояния – мм,  $n_1-n_{18}$  – индивидуальные показатели легкоатлетов).

Исходя из рис. 5, а, видно, что все наблюдения из исследуемой выборки можно разделить на две подгруппы, причем наиболее существенные различия между кластерами будут наблюдаться по фактору стабилометрии. Рис. 5, б позволяет наглядно оценить этапы формирования кластеров и степень близости наблюдений внутри кластера. По результатам применения второго метода наблюдается однородность наблюдений внутри кластеров и четкое разделение выборки на две группы. Заметим, что распределение наблюдений по группам оказалось одинаковым в обоих случаях.

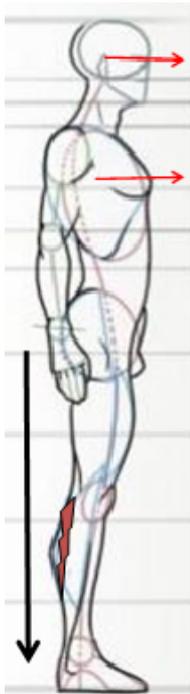


Рис. 3. Схема постурального баланса у легкоатлетов

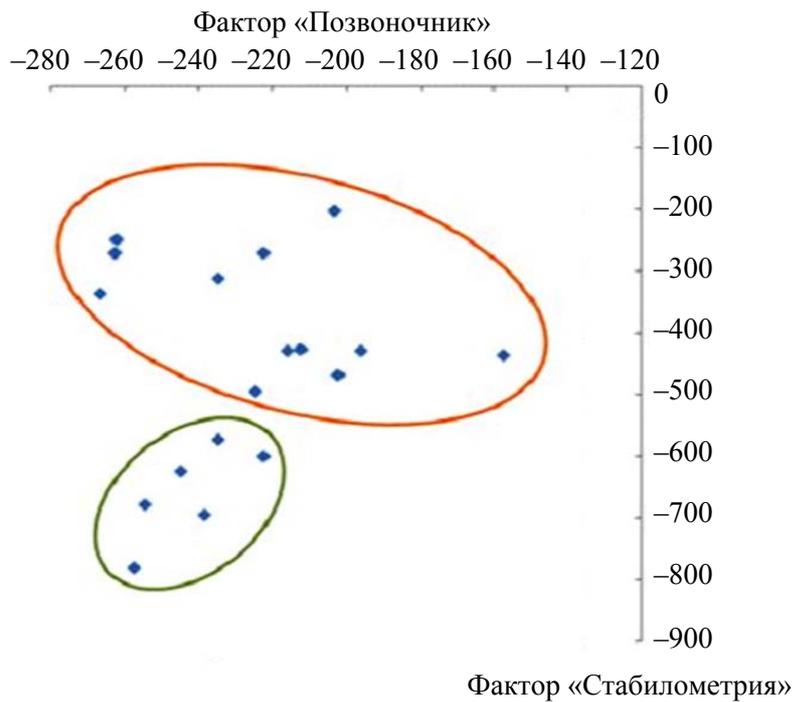


Рис. 4. Диаграмма рассеяния индивидуальных параметров факторов «Позвоночник» и «Стабилометрия»

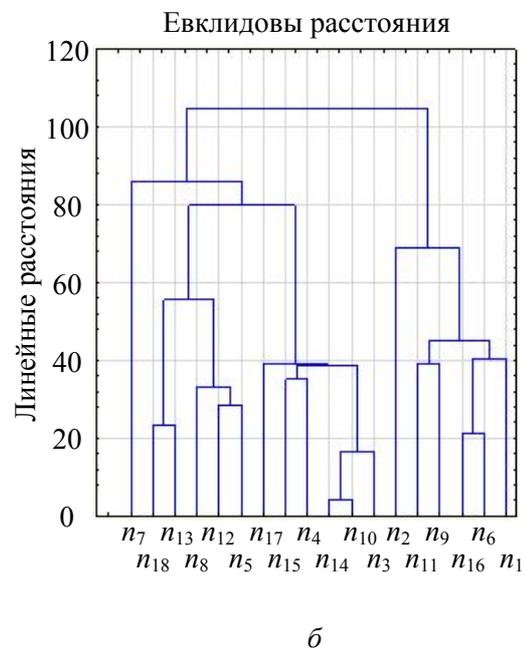
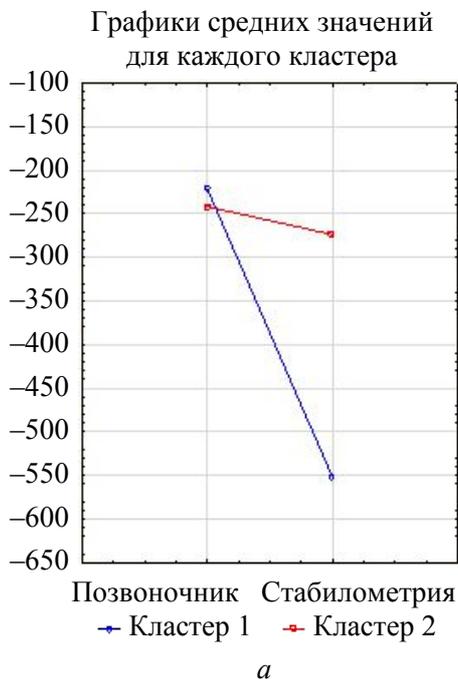


Рис. 5. Результаты кластерного анализа: а – метод  $k$ -средних; б – иерархическая кластеризация

Таким образом, несмотря на явную общность постуральных изменений, доказана существенность различий в состоянии позвоночника и вертикальной устойчивости легкоатлетов, в соответствии с которыми всех испытуемых можно поделить на две группы, по всей вероятности, формирующихся на различиях в адаптационно-компенсаторных механизмах.

Таблица 3

## Сравнительная оценка ведущих показателей состояния позвоночника и вертикальной устойчивости у легкоатлетов, разделенных кластерным анализом

Кластер	1 ( $n = 12$ ) $M \pm m$	2 ( $n = 6$ ) $M \pm m$	$p$
Угол наклона проекции $Th_{12}-L_5$ в плоскости $Y$ , град	$89,92 \pm 0,94$	$88,67 \pm 1,07$	–
Угол наклона проекции $L_5-C_7$ в плоскости $Y$ , град	$94,09 \pm 3,83$	$97,5 \pm 4,83$	–
Скорость общего центра давления, глаза закрыты, мм/с	$18,56 \pm 3,13$	$11,62 \pm 1,42$	$\leq 0,01$
Площадь статокнезиограммы, глаза закрыты, мм <sup>2</sup>	$189,36 \pm 60,74$	$50,1 \pm 14,95$	$\leq 0,001$
Динамический компонент равновесия, глаза закрыты, ед	$77,45 \pm 2,44$	$64,75 \pm 2,68$	$\leq 0,05$

Возвращаясь к разведочному факторному анализу, были проанализированы значения переменных, вносящих наибольший вклад в исследованные факторы по полученным группам (табл. 3).

Как видно из табл. 3, после разделения легкоатлетов на две группы, нами определены среднегрупповые значения переменных по каждому кластеру, оказывающие основное влияние на состояние позвоночника и показатели вертикальной устойчивости по данным разведочного факторного анализа. К первой группе были отнесены 12 легкоатлетов (7 мастеров спорта и 5 кандидатов в мастера спорта), ко второй 6 легкоатлетов (3 кандидата в мастера спорта и 3 мастера спорта). Учитывая, что в обе группы вошли спортсмены разных квалификаций, можно сделать заключение о наличии закономерностей в формировании изменений в опорно-двигательном аппарате, не зависящих от спортивной квалификации. Однако степень зафиксированных межгрупповых различий, особенно в ключевых параметрах стабилотрии, явно определяется наличием двух адаптивных механизмов при различном состоянии мышц нижних конечностей.

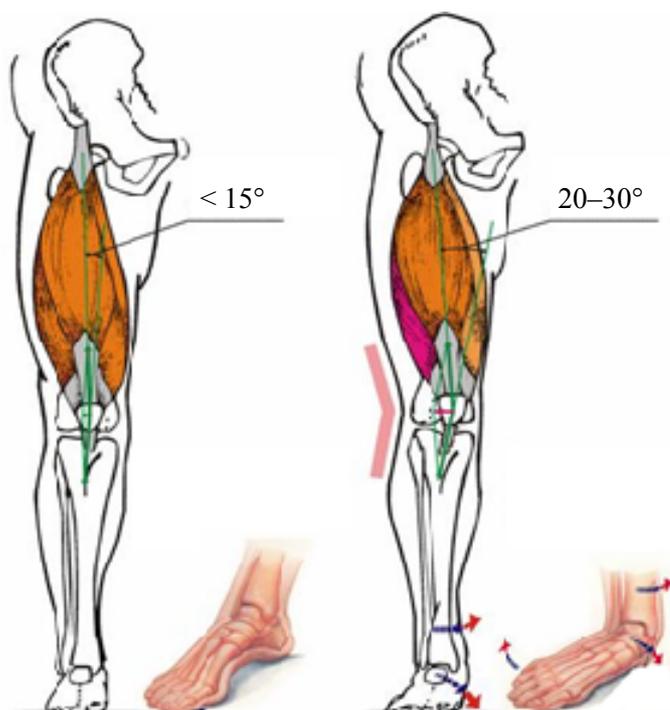


Рис. 6. Модель причины возникновения перенапряжения мышц ног при нарушениях в постановке стопы (для легкоатлетов второй группы)

Показатель скорости общего центра давления оценивает, насколько спортсмен способен к поддержанию равновесия в момент «остановленного падения тела» (из табл. 1 видно, что общий центр давления смещен вперед). Высокие показатели скорости общего центра давления, площади статокинезиограммы и динамического компонента равновесия свидетельствуют о компенсаторной мышечной перегрузке, преимущественно мышц голени и стопы. Видимо, у данной группы спортсменов сформировалась некоторая несообразность в соотношении напряжение / длина мышцы (икроножная, передняя большеберцовая, камбаловидная, мышцы стопы) и нарушения в их скоординированном функционировании (работа антагонист–синергист).

Полученные данные согласуются с классическими интерпретациями Янда [13] и можно утверждать, что такие отклонения являются предиктором «мышечной дисфункции» [2] и в дальнейшем могут проявляться повреждениями ахиллова сухожилия, микронадрывами икроножной мышцы, болями в области голеностопного сустава. На этом фоне возможно изменение техники бега (постановки и/или разворота стопы в момент опоры, движение ноги во время фазы полета) за счет снижения силы толчка и длины шага, а также снижение общей работоспособности из-за нарастающего «за кислнения» этих мышц. С биомеханической точки зрения, по данным *Romanov* [22], во время бега такие спортсмены приземляются на носки «с телом позади приземления» (общий центр давления расположен позади опорной стопы) на «жесткий» голеностопный сустав. Кроме того, высокие значения площади статокинезиограммы могут свидетельствовать об уплощении свода стопы с нарушением ее амортизационной функции [9]. При этом спортсмену приходится использовать значительные мышечные усилия на «выравнивание» осей стопы, голени, колена и бедра (рис. 6). Может возникнуть хроническая нестабильность голеностопного сустава.

### Выводы

Исходя из вышеизложенного, исследование показало, что, несмотря на общность в специфике изменения состояния позвоночника и показателей вертикальной устойчивости, текущий контроль с использованием метода стабилотрии позволяет выявить легкоатлетов с доклиническими проявлениями (преморбидное состояние) травм опорно-двигательного аппарата. При оценке позвоночного столба необходимо особое внимание уделять степени проявления шейного лордоза и грудного кифоза. При анализе стабилотриграммы следует обращать особое внимание на параметры скорости перемещения общего центра давления, площади статокинезиограммы и динамического компонента равновесия в пробе с закрытыми глазами. Для более точной диагностики и предупреждения спортивных травм, помимо данных исследований [7, 8, 10, 13, 15, 17–19], необходимо определять постуральный баланс в сочетании с анализом состояния свода стопы, а также состояние голеностопного сустава в покое и при беге [14, 25].

### Благодарности

Работа была поддержана постановлением № 211 Правительства Российской Федерации, контракт № 02.А03.21.0011.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бююль А., Цёфель П. Искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей. – СПб: ДиаСофтЮП, 2002. – 603 с.
2. Волков Н.И., Нессен А.А., Осипенко Э.Н., Корсун С.Н. Биохимия мышечной деятельности: монография. – К.: Олимпийская литература, 2000. – 503 с.
3. Гаже П.М., Вебер Б. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека. – СПб: Изд-во СПбМАПО, 2008. – 312 с.

4. Грибанов А.В., Шерстенникова А.К. Физиологические механизмы регуляции постурального баланса человека (обзор) // Вестник Северного (Арктического) федерального университета. Серия: Медико-биологические науки. – 2013. – № 4. – С. 20–29.
5. Инюшкина О.Г., Кормышев В.М. Исследование систем управления при проектировании информационных систем. – Екатеринбург: Издательство «Форт-Диалог Исеть», 2008. – 376 с.
6. Исаев А.П., Епишев В.В., Маматов Э.Э., Ненашева А.В. Сравнительные результаты сканирования позвоночника спортсменов // Вестник Южно-Уральского государственного университета. Серия: Образование, здравоохранение, физическая культура. – 2013. – Т. 13, № 1. – С. 39–47.
7. Куликов Л.В. Психологическое исследование: методические рекомендации по проведению. – СПб.: Изд-во Речь, 2001. – С. 99–102.
8. Мак-Комас А. Дж. Скелетные мышцы. – М.: Изд-во Олимпийская литература, 2010. – 408 с.
9. Масловский Е.А., Власова С.В., Яковлев А.Н. Биомеханические подходы в профилактике нерациональной «эксплуатации» позвоночного столба // Ученые записки национального государственного университета физической культуры, спорта и здоровья имени П.Ф. Лесгафта. – 2013. – № 4. – С. 88–94.
10. Самсонова А.В. Факторный анализ в педагогических исследованиях в области физической культуры и спорта: учеб. пособие. – Санкт-Петербург: Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья им. П.Ф. Лесгафта, 2013. – 90 с.
11. Скворцов Д.В. Стабилометрическое исследование: крат. рук. – М., 2010. – 174 с.
12. Шестаков М.П. Использование стабиллометрии в спорте. – М.: Дивизион, 2007. – 112 с.
13. Янда В. Функциональная диагностика мышц. – М.: Изд-во Эксмо, 2010. – 352 с.
14. Cobb S.C., Bazett-Jones D.M., Joshi M.N., Earl-Boehm J.E., James C.R. The relationship among foot posture, core and lower extremity muscle function, and postural stability // Journal of Athletic Training. – 2014. – Vol. 49. – P. 173–180.
15. Ernst A., Seidl R.O., Todt I. Wirkmechanismen manueller medizin an der halswirbelsaule // HNO. – 2003. – Vol. 51, № 9. – P. 759–770.
16. Matsuda S., Demura S., Masaobu H. Center of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports // Journal of Sports Sciences. – 2008. – Vol. 26, № 7. – P. 775–779.
17. Paillard T. Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer // Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. – 2006. – Vol. 16. – P. 345–348.
18. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review // Neuroscience and Biobehavioral Reviews. – 2012. – Vol. 36, № 1. – P. 162–176.
19. Paillard T., Costes S., Lafont C., Dupui P. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? // British Journal of Sports Medicine. – 2002. – Vol. 36. – P. 304–305.
20. Paillard T., Noe F., Riviere T., Marion V., Montoya R., Philippe D. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition // Journal of Athletic Training. – 2006. – Vol. 41, № 2. – P. 172–176.
21. Pinsault N., Vuillerme N. Differential postural effects of plantar-flexor muscles fatigue under normal, altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions // Experimental Brain Research. – 2008. – Vol. 191. – P. 99–107.
22. Romanov N., Pyanzin A. Geometry of running // Book of abstracts, ecss Lausanne 06 by. 11th annual congress of the European college of sport science (Switzerland). – 2006. – Vol. 5, № 8.
23. Romero-Franco N.A., Martínez-López E.J.B., Hita-Contereras F.A., Martínez-Amat A.A. Indoor-season changes in the stabilometry of sprinters and middle-distance runners // Science and Sports. – 2015. – Vol. 30. – P. 155–162.
24. Vuillerme N., Pinsault N. Re-weighting of somatosensory inputs from the foot and the ankle for controlling posture during quiet standing following trunk extensor muscles fatigue // Experimental Brain Research. – 2007. – Vol. 183. – P. 323–327.
25. Zemkova E. Sport-specific balance // Sports Medicine. – 2014. – Vol. 44. – P. 579–590.

## POSTURAL BALANCE IN MIDDLE-DISTANCE RUNNERS

V.V. Epishev, K.E. Ryabina, A.P. Isaev, V.V. Erlikh (Chelyabinsk, Russia)

The aim of our research was to analyze the postural balance features in highly-skilled track and field athletes. Conditions of the spinal column (by MBN 3D Scanner) and vertical stability (by MBN Stabilo) were examined in professional track and field athletes ( $n = 18$ , Candidates for Master of Sports and Masters of Sports) – middle-distance runners (1500 and

3000 m). The examination of the spinal column included evaluation of spine deformities using the detection of bone edges. Vertical stability was assessed while the participant was standing in his habitual position on the stabilometric platform with his eyes closed and opened for each 30-second test. Statistical, exploratory, factor, and cluster analyses were conducted to reveal the features of the spinal column position determining the postural balance maintenance strategy. Mathematical modelling and mathematical confirmation of postural control specifics were performed. It was established that the examined athletes had visible changes in the condition of cervical lordosis and thoracic kyphosis, which significantly influenced the parameters of vertical stability: the speed of movement of the general center of pressure, statokinesiogram area, and dynamic component of equilibrium in the test with eyes closed. We suggested a hypothesis that these changes might result from adaptive and compensatory reactions of the body to the training process. It was assumed that the condition of the locomotor system might be assessed with the help of specific markers characterizing the overstrain of muscles of the lower limbs and indicating the existence of preclinical signs of injuries of muscles, tendons, and joints.

**Key words:** track and field athletes, condition of the spinal column, stabilometry, postural balance.

*Получено 10 мая 2016*