

Метод бесконтактного дистанционного определения текущего функционального состояния спортсмена

Вадим Артемьев¹
Валерий Друзь²
Андрей Ефременко²

¹Коммунальное учреждение Детско-юношеская спортивная школа № 8, Харьков, Украина

²Харьковская государственная академия физической культуры, Харьков, Украина

Цель: разработка бесконтактного метода контроля текущего функционального состояния в процессе непосредственного осуществления профессиональной деятельности.

Материалы и методы: анализ научно-методической литературы; биомеханический анализ кинематических, динамических и статических характеристик двигательной деятельности; компьютерное моделирование динамики взаимодействия контролируемых показателей; методы математической статистики.

Результаты: на основании полученных результатов были определены их аналитические зависимости, на основании чего построены соответствующие математические модели. Они позволяют изучить динамику взаимообусловленности контролируемых параметров в предполагаемых режимах их взаимодействия без участия объекта исследования.

Выводы: аналитические закономерности, которые описывают взаимообусловленность биомеханики двигательной деятельности и математических моделей отражения, а также современные средства видеорегистрации и компьютерной обработки предоставляют преимущество для эффективной оценки двигательной деятельности индивида.

Ключевые слова: бесконтактный контроль, утомление, математическое моделирование, метод рационализма.

Введение

Кинематические и динамические характеристики движения тела подчиняются физическим законам. Сложность их использования непосредственно при изучении биомеханики движения "живого" тела состоит в многокомпонентной структуре тела, что предполагает необходимость рассмотрения всей взаимообусловленности кинематических элементов тела в выполняемом движении [10].

Любое выполняемое двигательное действие, которое связано с перемещением общего центра массы (ОЦМ) и взаимообусловлено перемещением всех биокинематических звеньев тела, участвующих в его осуществлении. Одним из наиболее важных компонентов в осуществлении движения является обеспечение рабочей позы. Она характеризуется статическим напряжением с определенным соотношением работы синергистов и антагонистов. Использование видеоконтроля за движущим объектом позволяет проследить кинематические перемещения как отдельно взятого элемента тела и его центра массы, так и общего центра масс всего тела.

Связь исследования с научными программами, планами, темами. Исследования проводились в соответствии с темами НИР Харьковской государственной академии физической культуры "Психосенсорная регуляция двигательной деятельности спортсменов в ситуативных видах спорта" (номер госрегистрации 0116U008943); "Теоретико-методические основы совершенствования тренировочной деятельности в структуре многолетней подготовки спортсменов" (номер госрегистрации 0111U001168).

Цель исследования: разработка бесконтактного метода контроля текущего функционального состояния в процессе непосредственного осуществления профессиональной деятельности.

Материал и методы исследования

Методы: анализ научно-методической литературы по проблеме исследования; биомеханический анализ кинематических, динамических и статических характеристик двигательной деятельности; скоростная видеорегистрация движений; компьютерное моделирование динамики взаимодействия контролируемых показателей; интеграция метода эмпиризма и метода рационализма.

Результаты исследования

Детальный анализ биомеханических основ техники спринтерского бега на основании скоростной видеосъемки выявил, что старт и стартовое ускорение оказывают определяющее влияние на конечный результат бега [4; 7]. По результатам исследований отечественных и зарубежных авторов установлено, что вклад этих параметров достигает 64% от общего результата в беге на 100 м и значительно больше на более короткой дистанции [5; 9]. Важный вывод состоит в том, что авторы разделяют выполнение бегового шага на фазы опорного и безопорного движения. В опорной фазе в процессе ускорения движения массы тела выделена фаза амортизации и фаза отталкивания. В спринтерском беге ускорение является такой его частью, в которой наиболее динамичными являются кинематические характеристики в каждом шаге. В процессе разгона происходят изменения соотношения частоты и длины шагов, длительности опорных и полётных фаз, положение тела спортсмена в момент фазы опоры. Для оценки динамики изменения отмеченных параметров в процессе ускорения был введён безразмерный индекс активности, представляющий отношение времени полёта ко времени опоры $\frac{t_n}{t_o}$. Определяющим фактором в развитии скорости в беге и характеризующим этот про-

цесс являются действия кинематических звеньев в фазе опоры. В стадии разгона тела последовательность отношения $\frac{t_n}{t_o}$ изменяется. Время опоры уменьшается, а полёта увеличивается и индекс активности (I_a) как функция этих отношений стремится к 1, т. е. $I_a = \frac{t_n}{t_o}$ и его значение изменяется на начальной стадии разгона от 0 до 1 (следовательно, $0 \leq I_a \leq 1$). При дальнейшем разгоне время опоры становится более коротким, а время полёта увеличивается. В этом случае индекс активности становится больше единицы $0 \leq I_a \leq (1+\alpha)$. Величина α является показателем эффективности разгона движения ОЦМ тела и отражает способность индивида к скоростным действиям. Эта величина зависит от врождённой филогенетической предрасположенности и уровня её развития, а также от текущего функционального состояния (меры утомления). В связи с этим индекс активности при дальнейшем продолжении бега имеет обратную тенденцию своего изменения, которая возвращает его к единице и последующему снижению. Данные сведения приведены не с целью дальнейшего совершенствования кинематики старта и ускорения в спринтерском беге, а с целью показать возможности бесконтактного дистанционного оценивания в реальном масштабе времени текущего функционального состояния спортсмена.

Особенность этого метода состоит в том, что оценка осуществляется не по контролю работы отдельных функциональных систем, а по конечному эквивалентному результату их совместного обеспечения. Это обоснование было основано на принципе статистического построения конечного эквивалентного результата в любой мультипараметрической системе его обеспечения [2; 6].

В свою очередь, [8] указывают, что интегральный показатель утомления проявляется в снижении различимости восприятия. Это влечёт к росту неточности восприятия и росту толерантности средового влияния. В соответствии с теорией поведения в системе толерантных пространствах и первой теоремы В. Н. Самсонкина следует, что сложность организации поведения существенно снижается [8].

Таким образом, контроль за величиной нарастания ошибки при воспроизведении стандартных двигательных действий является объективным показателем развития утомления. При этом возможны варианты проявления этого процесса, связанные только с увеличением "размытости" относительно стационарного среднего значения, или одновременное увеличение "размытости" и трансгрессии самого среднего значения. Это позволяет определять индивидуальные особенности интегрального показателя протекания функциональных процессов, которые приводят к развитию утомления [1; 3].

Однако без достаточного внимания оставались такие характеристики двигательной деятельности: статическое напряжение; динамические усилия; статическое напряжение рабочей позы; связь рабочей позы с доступными ей кинематическими перемещениями; динамические усилия, которые обеспечивают их выполнение; соотношения величины статического напряжения к величине динамических усилий в связи с энергозатратами потенциального резерва организма.

Известно, что чем больший угол разгиба ног в коленном суставе, тем больше усилие отмечается на динамографе (рис. 1).

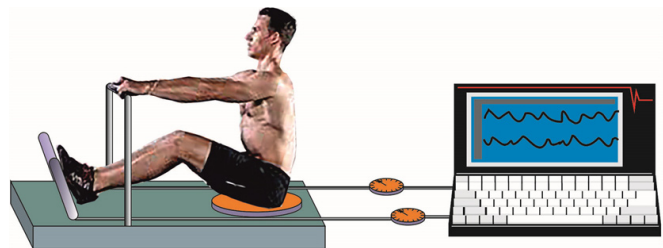


Рис. 1. Динамография для регистрации силы мышц ног

Использование динамографов позволило определить длительность сохранения статического усилия, быстроту его развития, определить максимально развиваемую силу. Одновременное раздельное измерение силы ног при фиксированном положении угла разгиба коленного сустава при различном усилии, заданном как начальное условие статического напряжения, позволяет установить длительность его сохранения. Через определённый промежуток времени наблюдается чётко выраженная колеблющаяся асимметрия усилий левой и правой ноги. Это наблюдается для всего диапазона изменения угла разгиба ног в коленном суставе (рис. 2).

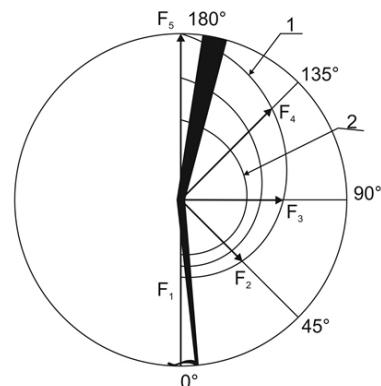


Рис. 2. Зависимость приращения $\frac{dF}{d\phi}$ от угла разгиба биокинематической пары "голень-бедро":

1 – логарифмическая спираль, отражающая изменения $\frac{dF}{d\phi}$ при высоком уровне работоспособности; 2 – логарифмическая спираль, отражающая изменения $\frac{dF}{d\phi}$ при крайне высоком утомлении.

Объединение всех промежуточных значений заданных начальных условий позволяют отметить закономерность сохранения силы статического напряжения и длительности его сокращения. Задавая раздельно для каждой ноги различный угол разгиба в коленном суставе можно эмпирически установить согласованность совместно развиваемых усилий каждой из ног, что наблюдается в условиях выполнения низкого старта. Аналогично в любом другом случае, когда рабочая поза имеет опору с разным положением ног (при бросках и метаниях).

Объединение всех названных характеристик в единый комплекс взаимообусловленных отношений в обеспечении выполняемой двигательной деятельности выражает определенная зависимость величины усилия от угла разгиба между биокинематическими звеньями и скорости её изменения во времени. В аналитической форме ее можно представить:

$$\frac{dF}{dt} = \frac{dF}{d\phi} \cdot \frac{d\phi}{dt} \quad (1),$$

где $\frac{dF}{d\varphi}$ – граничные условия статического напряжения мышц рабочей позы; $\frac{d\varphi}{dt}$ – начальные условия осуществляемого движения; $\frac{dF}{dt}$ – скорость развития усилия при заданных граничных и начальных условиях движения.

Следует учесть, что величина $\frac{dF}{d\varphi}$ включает граничное значение, с которого начинается движение. Эта базовая величина статического напряжения, которое не отражается в кинематике движения ОЦМ тела, но требует значительного расхода энергетического потенциала. Контролируя перемещение ОЦМ тела в пространстве можно вычислить общий объем выполненной работы по его перемещению и выделить объем совершенной полезной работы. Их соотношение показывает коэффициент эффективности техники выполняемого движения. Величина этих показателей отражает потенциальный резерв совершенствования техники рассматриваемого движения. Первая характеристика отношения величин работы связана с закономерностью поведения геометрической прогрессии, где коэффициент отношений выступает её знаменателем. Вторая характеристика разности величин совершенной работы связана с поведением арифметической прогрессии и отражает, насколько изменится расход энергии при каждом выполненном цикле движения.

На примере определения максимальной становой силы при различном значении угла разгиба в коленном суставе возможно оценить функциональное состояние нервно-мышечного аппарата индивида. Изменение угла разгиба можно задавать с любой точностью, наблюдая при этом приращение становой силы (величины $\frac{dF}{d\varphi}$). Такая зависимость изменения величины выражается в полярной системе логарифмической спиралью. При приращении величины угла разгиба в коленном суставе в арифметической прогрессии изменяется величина приращения силы вдоль радиуса вектора поворота угла разгиба. Логично выделить спираль, которая отражает максимально возбуждённое состояние и предельное утомление. Все остальные состояния являются промежуточными. Среди них существует оптимальное состояние.

Индивидуальная особенность проявления этой закономерности состоит в кривизне спирали, которая не зависит от функционального состояния индивида.

Наиболее наглядно этот процесс можно представить, как путь конца радиус-вектора, который при последовательно равномерном вращении перемещаясь по вертикальной оси, описывает спираль на конусе, определяющем направленность скольжение конца радиуса вектора. Угол конуса определяет коэффициент кривизны логарифмической спирали в перпендикулярной плоскости к оси её формирования. Аналитическое описание этого процесса носит название "конуса различимости" и имеет особенности своего построения, раскрывающие границы предельно высокого уровня работоспособности и предельно низкого, возникающего при сильном утомлении. В основе такого рода математической модели лежат метод построения окружности Аполлония и принцип устойчивости дихотомических взаимообусловленных отношений. Для сохранения равновесного отношения двух противоположных процессов (дихотомий) их коэффициент "активного" взаимообусловленного отношения должен быть равен 1, что обеспечивает сохранение их полной устойчивости отношений. В противном случае дихотомия разрушается.

Определение окружности Аполлония, которое дано

им, является геометрическое место точек, отношение расстояний которых от двух данных точек есть величина постоянная (λ). Если А, В – данные точки, С, D – точки пересечения прямой АВ с окружностью (рис. 3), то поскольку точки С и D по определению принадлежат окружности, для них, как и для всех точек этой окружности, выполняются условия равенности $\frac{AC}{BC} = \lambda, \frac{AD}{BD} = \lambda$ отсюда $\frac{AC}{BC} = \frac{AD}{BD}$. Это значит, что четвёрка точек ABCD являются гармонически-

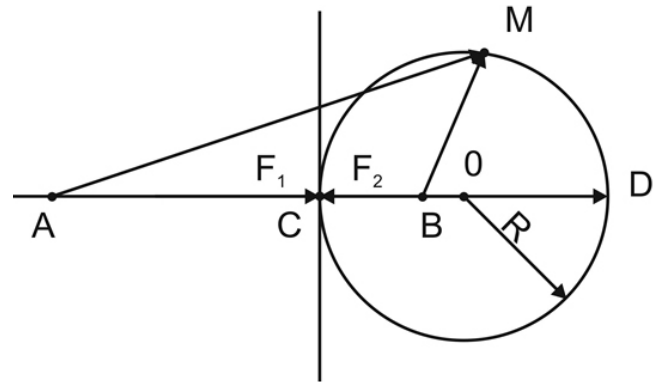


Рис. 3. Окружность Аполлония

ми.

Окружность Аполлония представляет зону равных отношений двух противодействующих сил, которые в данном случае на представленном чертеже будут $AC=F_1$, $BC=F_2$. Из любой точки и окружности по определению отношение расстояний $AM/BM = \lambda$. Следовательно, изменение длины вектора AC и всех $AM_1, AM_2 \dots AD$ отражают изменение направленности действия силы F_1 и её величины от AC ($F_1 = \min$) до AB ($F_1 = \max$). В соответствии с изменением значений силы F_1 изменится сила вектора F_2 от его минимального значения BC ($F_2 = \min$) до BD ($F_2 = \max$). Во всех точках отношения $F_1/F_2 = \lambda$.

В силу того, что построение "конуса различимости" будет выполняться в трёхмерном пространстве декартовых координатах, на рисунке 3 проведена перпендикулярная линия, которая выступает осью Y. Пересечение её с прямой АВ в точке С соответствует началу координат, а прямая AD, будучи продолжением, является осью X. В таком случае дано: $AM=F_1$; $BM=F_2$; $\frac{AC}{BC} = \lambda$; $\frac{F_1}{F_2} = \lambda$. АВ разделено точкой С в отношении λ . Обозначим для удобства дальнейших записей $AC=a$ $BC=b$. Необходимо найти: геометрическое место концов радиус векторов F_1 и F_2 , сохраняющих отношение $F_1/F_2 = \lambda$. Из геометрических построений в декартовых координатах

$$F_1 = \sqrt{y^2 + (a+x)^2}; F_2 = \sqrt{y^2 + (x-b)^2} \text{ из условий}$$

$$\frac{F_1}{F_2} = \lambda \Rightarrow \frac{y^2 + (a+x)^2}{y^2 + (x-b)^2} = \lambda^2; y^2 + a^2 + 2ax + x^2 = \lambda^2 y^2 + \lambda^2 b^2 - 2bx\lambda^2 + \lambda x^2;$$

$$\lambda^2 y^2 - y^2 + \lambda^2 x^2 - x^2 - 2bx\lambda^2 - 2ax = a^2 - \lambda^2 b^2; \text{Т.К. } a = \lambda b \Rightarrow a^2 - \lambda^2 b^2 = 0$$

$$\text{в таком случае } y^2(\lambda^2 - 1) + x^2(\lambda^2 - 1) - 2x(\lambda^2 b + a) = 0;$$

$$y^2 + x^2 - 2x \frac{(\lambda^2 b + a)}{(\lambda^2 - 1)} = 0; y^2 + x^2 - 2x \frac{a(\lambda + 1)}{(\lambda^2 - 1)} = 0; y^2 + x^2 - 2x \frac{a}{\lambda - 1} = 0;$$

$y^2 + x^2 - 2 \frac{a}{x-1} + \frac{a^2}{(a-1)^2} = \frac{a^2}{(\lambda-1)^2}; y^2 + (x - \frac{a}{\lambda-1})^2 = \frac{a^2}{(\lambda-1)^2} \Rightarrow$ что в декартовой системе координат представляет центр (О) окружности Аполлония, смещённого на величину $\frac{a}{\lambda-1}$, следовательно, $CO=R = \frac{a}{\lambda-1}$. Таким образом, если произвести смещение на величину $R = \frac{a}{\lambda-1}$, то центр окружности совпадает с началом координат и отношение $F_1/F_2 = \lambda$ будет справедливо для любых значений F_1 и F_2 , отношение

которых даёт величину λ . Это отношение представляет управление прямой, проходящей через центр координат, где L , или угол наклона прямой, что графически можно представить как рис. 4.

Это указывает на то, что практически набор значений F_1 и F_2 как пара чисел, отношение которых равно λ представляет бесконечное множество.

В свою очередь, отношение $F_1/F_2 = \lambda$ можно представить как уравнение окружности, что указывает на ограниченный интервал в значениях F_1 и F_2 , которые могут удовлетворять отношению $F_1/F_2 = \lambda$. Если определить эти отношения как возможные длины векторов F_1 и F_2 , закреплённых началом в закреплённых точках, а их концы касаются в некоторой точке M , то эта точка опишет

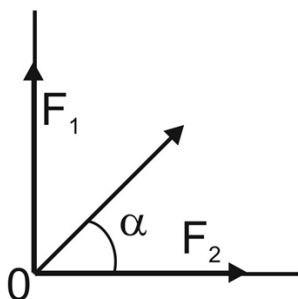


Рис. 4. Уравнение прямой, проходящей через центр координат

окружность, что было представлено на рис. 3.

Данные векторы представляются в декартовой системе координат и имеют численное значение в координатах (x, y) . Поскольку основное требование состоит в том, чтобы отношение $F_1/F_2 = \lambda$, то можно построить последовательность убывающих значений F_1 и F_2 при сохранении величины λ . Эта последовательность уменьшающихся в своём диаметре окружностей, центры которых лежат на одной прямой, представляющую третью ось Z декартовых координат и порождают "конус различимости". В его построении выявляются причины, ограничивающие интервал изменений в значениях F_1 и F_2 .

Основная суть этого явления заложена в структуре построения окружности Аполлония. Вектор F_2 , начало которого лежит в точке B (рис. 3), стоит от центра окружности на расстоянии $a/\lambda - 1$, где a отражает исходное значение F_2 , имеющего минимальное значение в диапазоне его изменения в построении каждой окружности Аполлония. Таким образом, в точке C вектор силы F_1 и F_2 встречаясь, имеет наименьшее значение. В точке D их значения достигают своего максимального размера, после чего происходит в построении окружности Аполлония обратный процесс. В последовательности размещения уменьшающихся окружностей Аполлония при построении "конуса различимости" с учётом равномерного шага их расстояния друг от друга будет встречаться постоянное значение вектора F_2 в минимальном его проявлении первой окружности, являющейся основанием "конуса различимости". Следовательно, на каждый шаг смещения последующей окружности постоянная величина F_2 в своём минимальном значении будет делать поворот на определённый угол L . Этот процесс будет продолжаться до тех пор, пока он в последней окружности не достигнет поворота 180° и в ней его минимальное значение в первой окружности, которая является основанием конуса, станет минимальным

значением в последней окружности. Этим заканчивается первый полупериод движения вектора F_2 в построении верхней половины "конуса различимости".

Построение нижней половины "конуса различимости" имеет несколько вариантов решения этой задачи, однако она не является предметом рассмотрения данной статьи, несмотря на её исключительную важность.

В построении "конуса различимости" (верхней части) выделяются ряд определяющих компонентов его структуры. К ним относятся: диаметр основания конуса, или исходная окружность Аполлония, на которой определены точки C , в которой происходят соприкосновение векторов F_1 и F_2 в своих минимальных значениях. Точка B , являющееся начало вектора F_2 , точка O – центр окружности Аполлония с её радиусом R . Точки D , в которой встречаются концы векторов F_1 и F_2 в своём максимальном значении. Все точки лежат на оси координат X . Вне окружности на оси X лежит точка A , являющаяся началом вектора F_1 . Как отмечалось выше точки A, C, B, D являются гармонической четвёркой.

Диаметр усечения конуса окружностью Аполлония, на котором определены все упомянутые точки в их кратном уменьшении. Расстояние A между окружностями основания и усечения, которое определяет длину прямой, проходящую по оси Z через все окружности от основания конуса, в которой в точке D встречаются максимальные значения векторов F_1 и F_2 . Взаимосвязь этих характеристик в структуре построения конуса различимости пред-

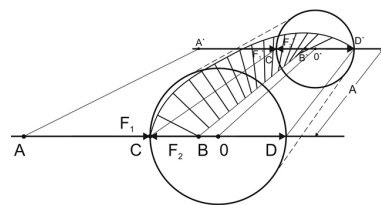


Рис. 5. Конус различимости восприятий

ставлена на рис. 5.

Где A определяет диапазон нахождения F_2 в окружностях Аполлония в соответствующем сечении "конуса различимости". В основании конуса $F_2 = \min$ и $F_2 = \max$ составляют диаметр окружности основания. В завершающей, последней, наиболее маленькой окружности Аполлония вектор F_2 в размере минимального своего значения представляет большую часть её диаметра, являясь в данном случае максимумом F_2 при прежнем своём значении. Таким образом, A это диапазон различимости состояний восприятий.

Диаметр окружности основания представляет сумму $(F_2 \min + F_2 \max)$ и выступает диапазоном различимости восприятий в пределах состояния.

Проекция каждой M_i точки окружности Аполлония на её диаметр является оценкой восприятия в пределах состояния. Эта оценка измеряется в градусах наклона вектора F_2 к диаметру, что позволяет ввести соизмеримость чувствительности восприятия в различных состояниях в одинаковых участках шкалы различимости в пределах каждого состояния.

Постоянная величина $\lambda = \frac{F_1}{F_2}$ отражает значение долевого участия восприятия в пределах каждого (i) состояния, где $F_{1,i}$ определяет верхний предел чувствительности, F_2 – отражает нижний предел, за границами которых оценка измерений не доступна.

При условии $F_1 > F_2$ в основе построения меры чувстви-

тельности лежат числа Фибоначчи, так как $F_1 \cdot \min + F_2 \cdot \min$ представляют целое от точки А до точки В. Отношение целого ($F_1 \cdot \min + F_2 \cdot \min$) к большей части ($F_1 \cdot \min$) при соответствии отношении большей части ($F_1 \cdot \min$) к меньшей части ($F_2 \cdot \min$) даёт "золотое сечение" и точка С принадлежащая окружности Аполлония, в которой $\frac{F_1}{F_2} = \lambda$ определяет наиболее эффективную структуру построения "конуса различимости".

В каждом отдельно взятом состоянии можно говорить о максимальном проявлении возможностей и минимально достаточном. Между ними существует режим оптимальной достаточной активности, которая наиболее характерна и чаще всего встречается по всем трём критериям её оценки: продолжительности, интенсивности, объёму вовлечённых морфофункциональных структур.

Аналогичным образом из всего диапазона функциональных состояний можно выделить оптимальное, которое адекватно среде пребывания по границам вариации требуемой активности, непродолжительности, общего объёма запроса потенциальных возможностей для её протекания.

Независимо от уровня рассматриваются процессы морфофункциональной активности, которая протекает по единой для данного индивида закономерности, можно выделить соответствующую логарифмическую спираль с постоянным коэффициентом её кривизны. При этом необходимо обязательно учитывать уровень организации рассматриваемых процессов, особенно когда происходит сопоставление абсолютных значений рассматриваемых характеристик.

В силу того, что потенциальный запас энергии организма в процессе выполнения профессиональной деятельности, расходуется на статические напряжения, эмоциональное состояние, то необходим способ общей оценки показателя утомления, которым является описанный выше "конус различимости" функционального состояния. Это позволит дифференцировать расход энергии на статические напряжения и уровень эмоционального напряжения.

При осуществлении анализа кинематических перемещений центров массы частей и ОЦМ тела важным компонентом являются их траектории, которые обеспечивают минимизацию расхода энергии при достижении положительного конечного эквивалентного результата. Такими траекториями являются парабола в безопорном движении, циклоида и брахистохрона в опорном положении. В отдельных случаях этой траекторией являются прямая, если в перемещении ОЦМ тела участвует дополнительная масса, входящая в общую структуру выполняемого двигательного акта. Кроме этих траекторий, как образующих, важное значение в выполняемом анализе двигательной деятельности имеют окружности: геликоида, эллипса, логарифмическая спираль, цепная линия.

В большинстве случаев движения, которые выполняются в естественных условиях, осуществляются при участии всех элементов тела с различным долевым вкладом в эквивалентный конечный результат. При этом необходимо учитывать различные соотношения частей тела, которые составляют между собой двухзвеньевые маятники. Двухзвеньевым маятником являются нижние конечности и туловище. Все участвующие в организации движения двухзвеньевые маятники могут работать одновременно, либо последовательно. Они составляют кинематику движения при фиксированном статическом напряжении дру-

гих звеньев, которые обеспечивают рабочую позу для текущего момента организации кинематики перемещения ОЦМ тела. Общей объединяющей особенностью их движения в обеспечении сложнокоординированных движений является то, что они осуществляют своё перемещение по окружности. Совместимое перемещение каждого звена двухзвеньевого маятника обеспечивают перемещение ОЦМ по окружности, что создаёт подъёмную силу.

Наиболее глубоко изученным движением падающего тела с обеспечением поиска опоры в момент его падения является выполнение низкого старта при разгоне ОЦМ и подъеме его на высоту перемещения по дистанции. Наиболее эффективная траектория перемещения ОЦМ тела является парабола с начальным углом вылета равным 45° . В большинстве случаев это требование не осуществляется. Как пример выполнения этого движения может быть использована скоростная видеосъёмка выполнения первого шага низкого старта экс рекордсмена мира в беге на 100 м Асафы Пауэлла (рис. 6).

При упорядоченном размещении кадров видеозаписей первого шага низкого старта относительно проекции ОЦМ тела перпендикулярно осевой линии старта на последний кадр и исходя из закономерности перемещения ОЦМ тела по параболе, не предоставляет сложности выполнить расчёт составляющих вертикальной скорости выхода ОЦМ тела на требуемую высоту в беге на дистанцию и разгона горизонтальной скорости бега. Особенность выполнения этой задачи состоит в том, что необходимо определить исходную позу старта и места нахождения ОЦМ для расчёта траектории вылета по параболе с углом 45° учитывая, что начальная точка вылета является местом нахождения ОЦМ. В рассматриваемом случае осевая прямая проходит через линию старта, а ОЦМ движется по траектории параболы с углом вылета 40° в точке ОЦМ угол составил $32,5^\circ$, что существенно перераспределяет разложение суммарной скорости в направлении горизонтальной составляющей. Но при этом выход ОЦМ тела на высоту его необходимого перемещения на дистанцию "гладкого" бега достигается только к пятому шагу. При условии вылета ОЦМ тела по параболе под углом 45° , выход на эту высоту достигается уже на втором шаге, но с

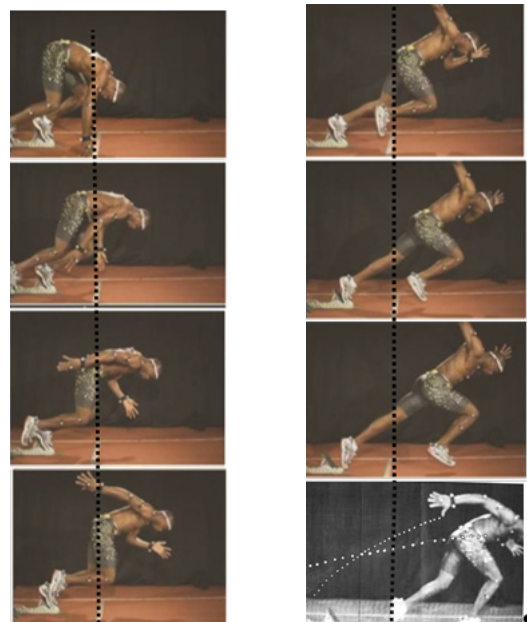


Рис. 6. Выполнение первого шага низкого старта в беге на 100 м

меньшей горизонтальной составляющей скоростью, продолжающей нарастать до своего максимального индекса активности, который достигает своего значения больше 1, когда время фазы полёта ОЦМ тела превосходит время фазы опоры и скорость горизонтального перемещения достигает своего максимума.

Оптимальной, в энергетическом расходе потенциального запаса, является траектория параболы, обеспечивающая вылет ОЦМ тела и его горизонтального разгона под углом 45°.

При рассмотрении траектории движения ОЦМ тела во фронтальной плоскости наблюдается его перемещение в продольно-поперечном направлении и пошаговый подъём на необходимую высоту бега по дистанции. Движение ОЦМ тела в продольно поперечном направлении напоминает качение при разгоне в коньковом беге. В рассматриваемой технике выполнения низкого старта эти колебания имеют достаточно большую амплитуду движения с соответствующим расходом энергии, что снижает выносливость спортсмена и как следствие ухудшает конечный результат. Наблюдаемые колебания ОЦМ тела по трём направлениям порождают в пространстве перемещения траекторию геликоиды (рис. 7).

Таким образом, имея видеозапись перемещения тела

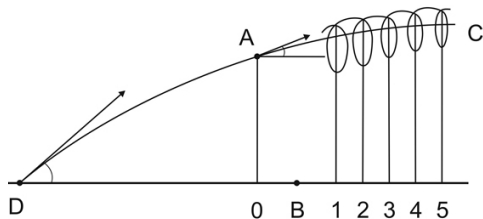


Рис. 7. Траектория движения ОЦМ тела на этапе стартового разгона:

1) Точка А – начальное положение ОЦМ тела перед командой "внимание"; Точка В – линия старта; Точка О – проекция ОЦМТ на стартовую позу на плоскость; АС – асимптотическая линия движения ОЦМТ; А 1.2.3.4.5 – геликоиды реального перемещения ОЦМ тела. 2) 0, 1, 2, 3, 4, 5 – точка опоры беговых шагов в стартовом разгоне ОЦМТ.

спортсмена можно с любой требуемой точностью установить экономичность техники выполняемых двигательных действий ориентируясь на обобщающий компонент, характеризующей её эффективность. Снижение эффективности выполнения двигательной деятельности связано с уменьшением потенциального энергоресурса в текущем состоянии организма, что наблюдается в изменении зависимости, при наблюдении за кинематикой выполняемых движений доступных при возможной динамике развиваемых усилий.

Выводы / Дискуссия

Основываясь на данных положениях, различные проявления активности функционального состояния были представлены как взаимное противостояние выносливости и утомления. Интенсивность выполняемой работы и её продолжительность в декартовых координатах взаимно обусловлены экспоненциальной зависимостью, что в полярных координатах представляется логарифмической спиралью.

Если представить некоторое состояние равновесных отношений выносливости как потенциальных возможностей выполнения работы соответствующей интенсивности и утомления как явления, связанного с нарушением гомеостаза, то чисто теоретическое описание этого явления и анализ полученной математической модели позволяет вскрыть те его закономерности, которые эмпирическим методом не могут быть выявлены никаким способом. Окружность Аполлония раскрывает особенности поведения дихотомической пары "выносливость – утомление" в одном из состояний, а совокупность состояний порождает "конус различимости", охватывающий полный диапазон различных возможных состояний.

Наличие установленных закономерностей и их аналитического описания, определение индивидуальных особенностей их протекания, а также современных технических средств видеорегистрации и компьютерной обработки получаемой информации позволяют говорить о наличии метода динамического компьютерного моделирования, который не только решает вопрос о бесконтактном дистанционном определении в реальном масштабе времени текущего состояния спортсмена, но прогнозировании последующего состояния с определением оптимальных режимов его стабилизации.

Отражение полного объёма расхода энергopotенциала на поверхности "конуса различимости" будет отражаться в некоторой области диапазона состояний, соответствующей зоне этих состояний. При осуществлении контроля и оценки работы, связанной с перемещением тела в пространстве и динамики изменения рабочей позы в наблюдаемых движениях, можно судить об экономичности и эффективности осуществляемой деятельности, либо в целом её доступности для данного индивида в его текущем состоянии.

В целом такая природа организации лежит в основе взаимообусловленных отношений в процессе адаптации организма к среде его пребывания. Отсутствие необходимой точности контроля в этом процессе ограничивает уровень сложности и экономичности организации, а в ряде случаев приводит к быстрому "выгоранию" потенциальных возможностей и непригодности дальнейшего качественного выполнения профессиональной деятельности.

Любое взаимодействие со средой влечет расход потенциальных возможностей и проявляется в утомлении. Контроль за его уровнем является эффективным средством оптимизации процесса взаимодействия со средой в оптимальном режиме его протекания. Оценка оптимальности выполнения какой-либо деятельности определяется числом допускаемых ошибок и их "грубостью", что в свою очередь требует определённого стандарта сравнения и наличие средств их коррекции.

Для двигательной деятельности такими стандартами сравнения являются наиболее экономичные траектории перемещения тела в пространстве при учёте специфики структуры и условий выполняемой деятельности. В этом случае можно говорить об оптимизации кинематики движения тела в опорном и безопорном его перемещении.

Перспективы дальнейших исследований. В дальнейшем разработанная методика контроля будет апробирована в тренировочном и соревновательном процессе спортсменов различных специализаций.

Конфликт интересов. Авторы заявляют, что нет конфликта интересов, который может восприниматься как такой, что может нанести вред беспристрастности статьи.

Источники финансирования. Эта статья не получила финансовой поддержки от государственной, общественной или коммерческой организации.

Список ссылок / References

1. Brazil, A., Exell, T., Wilson, C., Willwacher, S., Bezodis, J. & Irwin, G. (2016), "Lower limb joint kinetics in the starting blocks and first stance in athletic sprinting", *Journal of Sports Sciences*, No. 30(2), pp. 1-7.
2. Ciacci, S., Merni, F., Bartolomei, S. & Di Michele, R. (2016), "Sprint Start Kinematics During Competition in Elite and World-Class Male and Female Sprinters", *J Sports Sci*, No. 41(6), pp. 1-9.
3. Čoh, M. & Žvan, M. (2015). "Differences between the elite and sub-elite athletes in kinematic and dynamic variables of sprint – start", *Research in Physical Education, Sport & Health*, No. 4(2), pp. 3-6.
4. Druz, V., Iermakov, S., Pugach, Ya., Shesterova, L., Zukow, W. & Cieślicka M. (2016), "Kinematic characteristics of a sprinting technique and morphofunctional structures of its providing", *Journal of Education, Health and Sport*, No. 6 (11), pp. 271-280.
5. Kampmiller, T., Vanderka, M., Љbelinger, P., Љbelingerovb, M. & Čierna, D. (2011), "Kinematic parameters of the running stride in 1 – to 18-year-old youth", *KinSi*, No. 17, pp. 63-75.
6. Lehmann, F. & Voss, G. (1997), Innovationen fur den Sprint und Sprung: "ziehende" Gestaltung dez Stiitzphasen", *Tiel 1, Leistungssport*, No. 176, pp. 65-72.
7. Luhtanen, P. & Komi P.V. (1980), "Force, power-and elasticity-velocity relationship in walking, running and jumping", *European Journal of Applied Physiology*, No. 1744(3), pp. 279-289.
8. Samsonkin, V. & Petinov, Y. (2016), "Development of the method of efficient monitoring of the main activity of a train driver", *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, No. 1781, pp. 52-58.
9. Slawinski, J., Houel, N., Bonnefoy-Mazure, A., Lissajoux, K., Bocquet, V. & Ternoz, N. (2017), "Mechanics of standing and crouching sprint starts", *Journal of Sports Sciences*, No. 1735(9), pp. 858-865.
10. Omelko, R., Fostiak, M. & Maćkała, K. (2018), "Analysis of step kinematics during maximum speed of 60 m sprint performance", *Journal of Education, Health and Sport*, No. 178(10), pp. 227-235.

Стаття надійшла до редакції: 15.01.2020 р.

Опубліковано: 29.02.2020 р.

Анотація. Вадим Артем'єв, Валерій Друзь, Андрій Єфременко. Метод безконтактного дистанційного визначення поточного функціонального стану спортсмена. **Мета:** розробка безконтактного методу контролю поточного функціонального стану в процесі безпосереднього здійснення професійної діяльності. **Матеріал і методи:** аналіз науково-методичної літератури; біомеханічний аналіз кінематичних, динамічних і статичних характеристик рухової діяльності; комп'ютерне моделювання динаміки взаємодії контролюючих показників; методи математичної статистики. **Результати:** на підставі отриманих результатів були визначені їх аналітичні залежності, на підставі яких побудовано відповідні математичні моделі. Вони дозволяють вивчити динаміку взаємозумовленості контрольованих параметрів в передбачуваних режимах їх взаємодії без участі об'єкта дослідження. **Висновки:** аналітичні закономірності, які описують взаємозумовленість біомеханіки рухової діяльності та математичних моделей відображення, а також сучасні засоби відеореєстрації та комп'ютерної обробки надають перевагу для ефективної оцінки рухової діяльності індивіда.

Ключові слова: безконтактний контроль, стомлення, математичне моделювання, метод раціоналізму.

Abstract. Vadym Artemiev, Valeriy Druz & Andrii Yefremenko. Method of non-contact remote determination of the current functional state of the athlete. **Purpose:** development of a non-contact method for monitoring the current functional state in the process of the direct implementation of professional activities. **Materials & Methods:** analysis of scientific and methodological literature; biomechanical analysis of kinematic, dynamic and static characteristics of motor activity; computer simulation of the dynamics of interaction of controlled indicators; methods of mathematical statistics. **Results:** based on the results, their analytical dependencies were determined, on the basis of which the corresponding mathematical models were built. They allow you to study the dynamics of the interdependence of controlled parameters in the expected modes of their interaction without the participation of the object of study. **Conclusions:** analytical patterns that describe the interdependence of the biomechanics of motor activity and mathematical models of reflection, as well as modern means of video recording and computer processing, provide an advantage for an effective assessment of the motor activity of an individual.

Keywords: contactless control, fatigue, mathematical modeling, rationalism method.

Відомості про авторів / Information about the Authors

Вадим Артем'єв: канд. психолог. наук, КЗ ДЮОСШ №8, вул. Волонтерська, 4/6, 61093, м. Харків, Україна.

Вадим Артемьев: канд. психолог. наук, КУ ДЮОСШ №8, ул. Волонтерская, 4/6, 61093, г. Харьков, Украина.

Vadym Artemiev: PhD (Psychological Sciences), Municipal institute "Complex children's and youth sports school №8 Kharkiv city council", st. Volunteer, 4/6, 61093, Kharkiv, Ukraine.

ORCID.ORG/0000-0002-1603-7401

E-mail: galina9767@gmail.com

Валерій Друзь: д. б. н., професор; Харківська державна академія фізичної культури: вул. Клочківська 99, м. Харків, 61058, Україна.

Валерий Друзь: д. б. н., профессор; Харьковская государственная академия физической культуры: ул. Клочковская 99, г. Харьков, 61058, Украина.

Valeriy Druz: Doctor of Science (Biology), Professor; Kharkiv State Academy of Physical Culture: Klochkivska 99, Kharkiv, 61058, Ukraine.

ORCID.ORG/0000-0002-4628-6791

E-mail: valeriidruz@gmail.com

Андрій Єфременко: Харківська державна академія фізичної культури: вул. Клочківська, 99, м. Харків, 61058, Україна.

Андрей Єфременко: Харьковская государственная академия физической культуры: ул. Клочковская, 99, г. Харьков, Украина.

Andrii Yefremenko: Kharkov State Academy of Physical Culture: Klochkovskaya 99, Kharkov, 61058, Ukraine.

ORCID.ORG/0000-0003-0924-0281

E-mail: ukrnac@ukr.net