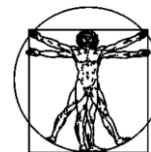


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2022.1.08
УДК 796.012.1:796.012.442:796.433.2



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

КИНЕМАТИЧЕСКИЕ И ДИНАМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ФИНАЛЬНОЙ СТАДИИ МЕТАНИЯ КОПЬЯ

**К.К. Бондаренко^{1,2}, А.Е. Бондаренко¹, В.А. Боровая¹, П.В. Примаченко¹,
С.В. Шилько³**

¹ Гомельский государственный университет имени Ф. Скорины, Республика Беларусь, 246019, Гомель, Советская, 104, e-mail: kostyabond67@mail.ru

² Гомельский государственный медицинский университет, Республика Беларусь, 246000, Гомель, ул. Ланге, e-mail: kostyabond67@gmail.com

³ Институт механики металлополимерных систем имени В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси, Республика Беларусь, 246050, Гомель, ул. Кирова, 32а, e-mail: Shilko_mpri@mail.ru

Аннотация. Метание копья характеризуется созданием значительного динамического усилия в плечевом поясе в процессе движения. Возникновение чрезмерных усилий в суставах звеньев тела, осуществляющих выполнение данного спортивного упражнения, зачастую является травмирующим. Актуальным направлением тренировочной и соревновательной деятельности является согласование и рационализация движений в соответствии с принципом бионической адекватности системы (в данном случае «метатель–копье»), что обеспечивает максимальную эффективность выполняемого упражнения при отсутствии травмирующего действия нагрузок и перемещений. Биомеханический анализ финальной стадии метания копья выполнен на основании 659 видеозаписей соревновательных попыток. Представлены результаты измерения угловых перемещений звеньев тела относительно друг друга и общего центра масс тела в различных узловых элементах движения. В работе применялся метод позных ориентиров движений, позволивший выделить пусковые и конечные движения, а также ряд мультипликационных положений. Прогнозирование изменений положения звеньев тела с учётом моментов и радиусов инерции звеньев относительно общего центра масс тела метателя даёт возможность принять профилактические меры для предотвращения отклонений от заданной оптимальной траектории движений частей тела. Определение диапазонов угловых положений в суставах звеньев тела способствует также достижению высоких спортивных результатов.

Ключевые слова: метание копья, стадия финального усилия, звенья тела, узловыe элементы движения, момент инерции, угловые скорости

ВВЕДЕНИЕ

Модель движения, используемая при метании копья, идентична моделям других легкоатлетических метаний и характеризуется тем, что сегменты тела спортсмена последовательно достигают максимальной скорости, а наиболее удаленный сегмент достигает ее в момент вылета снаряда [6, 9, 10, 12, 16].

© Бондаренко К.К., Бондаренко А.Е., Боровая В.А., Примаченко П.В., Шилько С.В., 2022

Бондаренко Константин Константинович к.п.н., доцент, заведующий кафедрой физического воспитания и спорта, Гомель

Бондаренко Алла Евгеньевна, к.п.н., доцент, заместитель декана факультета физической культуры, Гомель

Боровая Валентина Анатольевна, старший преподаватель кафедры спортивных дисциплин, Гомель

Примаченко Прасковья Викторовна, студентка факультета физической культуры, Гомель

Шилько Сергей Викторович, к.т.н., заведующий лабораторией механики композитов и биополимеров, Гомель

Структура движений при метании копья соответствует схеме всех мощностных бросковых движений и включает следующие стадии [3]:

– *начальный разгон*, выполняемый спортсменом совместно со снарядом для достижения максимальной скорости движения;

– *генерация и передача механического импульса* с нижних звеньев биокинематической цепи на расположенные выше звенья с одновременной подготовкой финальной стадии упражнения – собственно броска. В этой стадии участвует весь двигательный аппарат спортсмена, звенья которого, как правило, включаются в работу не одновременно, а волнообразно с последовательным вовлечением смежных звеньев биокинематической цепи, начиная от проксимальных и кончая дистальными;

– *финальное усилие* с решающим разгоном и выпуском снаряда. Двигательное действие в этой стадии носит выраженный баллистический характер как в отношении кинематики ускоряемых масс звеньев тела и снаряда (ускоренное и – после выпуска снаряда – свободное инерционное движение в поле тяготения), так и в плане работы мышечного аппарата (генерация преодолевающих усилий с последующим инерционным натяжением мышц на фоне постепенного расслабления). Эффективность действий на этой стадии пропорциональна произведению силы, приложенной к снаряду, и длины пути, на котором эта сила была приложена, т.е. работе силы. Биомеханический эффект действий на этой стадии кумулятивен, поскольку во многом определяется действиями двух предшествующих стадий упражнения.

Названные элементы образуют системное целое, соответствующее стадиям подготовительных (начальный разгон с замахом и другими действиями), основных (генерация, передача механического импульса и финальный разгон снаряда), реализующих (выпуск снаряда) и завершающих действий (баллистические движения звеньев тела и действия, контролирующее движение в пределах разрешенной зоны разгона) [7]. Согласование и рационализация движений в процессе тренировок и состязаний должны соответствовать принципу бионической адекватности системы (в данном случае «метатель–копье»), следствием которого является максимальная эффективность выполняемого упражнения [13, 14] при отсутствии травмирующего действия нагрузок и перемещений [15]. Таким образом, биомеханический анализ является основой рационализации движения, позволяя выявить оптимальные траектории звеньев тела и усилия, которые необходимо приложить для эффективного выполнения упражнения [4, 5].

Стадии разгона, передачи механического импульса на верхние звенья и финального усилия с броском копья лишь условно последовательны, поскольку частично перекрывают друг друга во времени. Так, разбег длится почти до самого конца упражнения, кардинально стопорясь движением левой ноги (при броске справа) лишь в момент выпуска копья. Волнообразная передача механического импульса по биокинематической цепи в направлении плечевого пояса, включая отведение снаряда назад до положения «натянутого лука» (с так называемым «захватом копья»), длится на протяжении 4–9 «бросковых шагов» и, таким образом, охватывает значительную часть всего разбега. Наконец, само финальное усилие, несмотря на быстротечность, перекрывает по времени примерно половину заключительной части беговых шагов [11].

Следует отметить, что неудачный выбор наиболее информативных параметров при описании спортивного движения иногда вызывает трудности при организации исследования. Использование кинематических и динамических показателей дает возможность наиболее точно определить связи между техникой движения и результатом в спортивной деятельности [8].

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Целью исследования является рационализация структуры узловых элементов стадии генерации финального усилия, обеспечивающая снижение травматизма при метании копья.

ОРГАНИЗАЦИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Кинематический анализ движения звеньев тела спортсмена при метании копья производился в научно-исследовательской лаборатории физической культуры и спорта Гомельского государственного университета имени Ф. Скорины на основании 659 видеозаписей соревновательных попыток белорусских метательниц копья. Видеосъёмка выполнялась цифровой камерой *Fastvideo-200* со скоростью $f = 200$ кадров/с и разрешением 640×480 пикселей с последующей обработкой записей в программном обеспечении *KinoVea*. Количественные параметры движения в фазе финального усилия метания копья рассчитывались по видеogramмам с определением временных параметров движения, угловых скоростей движения частей тела, моментов инерции и радиуса момента движения. Кинематические переменные включали угловые положения в суставах и траектории изменения центра масс звеньев относительно общего центра масс.

В исследовании применялся метод позных ориентиров движений, позволяющий выделить пусковые и конечные движения, а также ряд мультипликационных положений [1, 2].

Для описания движения плеча с учётом диапазона углов сгибания θ , горизонтального отведения ψ и осевого вращения φ , а также расчёта суставных усилий была использована система отсчёта XYZ с центром на головке плечевой кости (ГПК) и центрированием на суставной впадине ГПК (рис. 1).



Рис. 1. Система координат движения в плечевом суставе при метании копья

Движение в плечевом суставе при сгибании плеча θ описывалось во взаимосвязи горизонтального отведения ψ и осевого вращения φ . Суставные усилия вычислялись в точке перемещения \vec{I} относительно центра сустава в осевых отклонениях X_i, Y_i, Z_i :

$$\theta = \arcsin \frac{Y_i}{\sqrt{X_i^2 + Y_i^2 + Z_i^2}} + \frac{\pi}{2}.$$

Вращение плечевой кости вокруг ее продольной оси (внутреннее-внешнее вращение) рассчитывалось с соответствующими преобразованиями координат, построенными в системе углов Эйлера на основе последовательности вращения $Y-Z-Y$. Первое перемещение плечевой кости относительно оси Z характеризовалось разгибанием плеча с горизонтальным отведением руки. Следующее перемещение осуществлялось относительно оси X с вращением вокруг оси Y в соответствии с осевым вращением плечевой кости. Исходное положение и угловое вращение определялось, когда диафиз плечевой кости удерживался под прямым углом к сегменту туловища.

Совместная мощность, создаваемая суставными моментами инерции J_c , соответствовала скалярному произведению вектора суставного момента M_j и угловой скорости движения в суставе φ_j ,

$$J_c = M_j (\theta_d - \theta_p) = M_j X_j,$$

где θ – вектор угловой скорости одного сегмента тела; d и p – дистальный и проксимальный концы сегментов, смежных с суставом j ; x_j – вектор угловой скорости сустава j .

Угловая скорость определялась, как отношение изменения угла поворота сегмента к промежутку времени t :

$$\omega = \frac{\varphi}{t}.$$

Для определения средней угловой скорости рассчитывалось приращение $\Delta\varphi$ как разность угловых координат в кадрах. Для расчета Δt использовалась формула

$$\Delta t = \frac{n}{f},$$

где n – число временных интервалов между кадрами; f – частота видеосъемки.

При переводе из угловой меры в радианную угловая скорость движения в суставе в фазе финального усилия рассчитывалась следующим образом:

$$\omega = \frac{f \cdot \Delta\varphi}{2} 0,0175.$$

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Биомеханический анализ стадии финального усилия в метании копья позволил определить следующие узловые моменты движения: начальное положение (НП), четыре мультипликационных положения (МП1, МП2, МП3, МП4) и конечное положение (КП) тела.

Стадия финального усилия начинается с момента постановки правой ноги (для метящих правой рукой) на опору после разворота туловища по направлению броска (начальное положение) (рис. 2). В этом момент масса тела спортсмена сконцентрирована на правой ноге, и выполняется обгон туловища ногами с целью увеличения натяжения мышц, передающих импульс движения конечному звену.

При движении спортсмена на стадии генерации финального усилия выполняется вращение звеньев тела относительно общего центра масс тела (ОЦМТ). В зависимости от характера движения частей тела изменяется положение ОЦМТ относительно проекции опоры. Масса частей тела на этой стадии оказывает определенное влияние при совершении поворота вокруг центра масс тела на угол α . В этом случае учитывается момент инерции звеньев тела относительно оси вращения (ОЦМТ) и радиус центра масс каждого звена при повороте на угол α .

Диапазон угловых положений между бедром и голенью составляет $(117,3 \pm 1,56)^\circ$; между плечом и предплечьем $(145,2 \pm 2,23)^\circ$; между плечом и туловищем $(87,4 \pm 1,34)^\circ$. Момент инерции относительно ОЦМТ для плеча составляет $(0,0361 \pm 0,007)$ кг·м², предплечья – $(0,0154 \pm 0,006)$ кг·м², бедра – $(0,2175 \pm 0,0004)$ кг·м². Кинематические параметры длины шага и расстояние между проекциями коленных суставов при постановке ног на опору зависят от антропометрических данных. В нашем исследовании при среднем росте метательниц копья $(178,3 \pm 2,4)$ см длина шага



Рис. 2. Кинематические параметры узловых элементов начального положения стадии финального усилия в метании копья

в данном положении составила $(121,42 \pm 4,2)$ см, а межосевое расстояние между коленными суставами в момент двухопорного положения ног $(52,06 \pm 1,07)$ см.

В момент постановки ноги на опору возникают значительные напряжения в голеностопном и коленном суставах, что может вызвать травму ахиллова сухожилия и крестообразной связки коленного сустава. Прочность ахиллова сухожилия лимитирует пороговое усилие порядка 5000 Н. Момент инерции голени относительно голеностопного сустава может создавать воздействие, по величине близкое к данному параметру. При остаточном напряжении связки, вызванном утомлением либо недостаточным восстановлением функциональных возможностей тендора, травмирование сухожилия может происходить и при меньших нагрузках.

В момент постановки правой ноги опорная реакция может вызвать увеличение диссипации энергии в скелетных мышцах, что снизит энергообеспечение пассивных элементов коленного сустава. Это приводит к уменьшению угла в коленном суставе и пиковому напряжению четырехглавой мышцы бедра, что повышает риск травмирования передней крестообразной связки. Силы мышечной тяги, возникающие в момент контакта ноги с опорой, оказывают воздействие на связку надколенника, что может вызвать смещение бедра относительно голени и значительно увеличить нагрузку на сустав, создаваемую скелетной мышцей.

Следующим узловым элементом движения является постановка левой ноги на опору (МП1) (рис. 3).

В момент скручивания туловища и поворота правого бедра в направлении броска создаётся напряжение в тазобедренном суставе, увеличивающее риск травмирования при обгоне звеньев.

Опирается осуществляется с пятки в направлении сверху-вниз для увеличения жесткости в скелетной мышце при её натяжении. В момент выполнения двухопорного положения от правой ноги передаётся импульс движения в направлении левой.

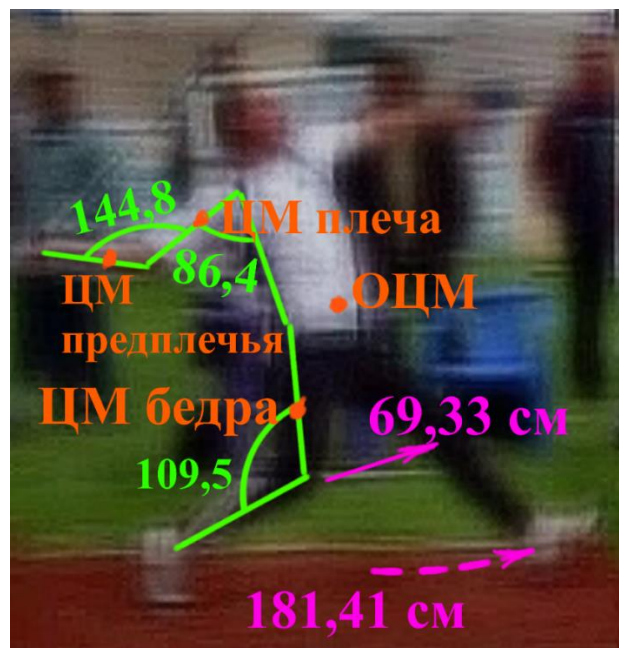


Рис. 3. Кинематические параметры узловых элементов первого мультипликационного положения в стадии финального усилия в метании копья: ЦМ – центр масс; ОЦМ – общий центр масс

Согнутое правое бедро выполняет продвижение вперед относительно оси туловища с разворотом таза внутрь. После жесткой постановки на опору левой ноги происходит скручивание туловища и передача набранной ранее скорости движения тела на левую ногу. Далее выполняется выпрямление правой руки с её движением вверх. Левая рука выполняет петлеобразное движение и подтягивается к груди. Работа левой руки во многом определяет характер выполнения броска, так как при расслаблении либо недостаточном натяжении левой руки может произойти уход туловища влево, вследствие чего правая рука «уйдет» в сторону и произойдет несогласованное взаимодействие «спортсмен–снаряд».

Угол между бедром и голенью правой ноги в среднем был равен $(109,5 \pm 1,57)^\circ$, коленного сустава в момент движения левой ноги к опоре $(178,1 \pm 1,44)^\circ$, между плечом и предплечьем метаемой руки $(144,8 \pm 1,63)^\circ$; между туловищем и плечом $(86,4 \pm 1,68)^\circ$ соответственно. Момент инерции относительно ОЦМТ для плеча в нашем исследовании составил $(0,0304 \pm 0,006)$ кг·м², предплечья – $(0,0159 \pm 0,006)$ кг·м², бедра – $(0,2226 \pm 0,0005)$ кг·м². Длина шага в данном мультипликационном положении была равна $(181,41 \pm 2,69)$ см при межкостном расстоянии между коленными суставами $(69,33 \pm 1,01)$ см.

Второе мультипликационное положение стадии финального усилия (рис. 4) характеризуется выполнением активного поворотно-разгибательного движения с напряжением всей правой стороны туловища от стопы до мышц плечевого пояса.

Диапазон угловых положений между бедром и голенью правой ноги в нашем исследовании составил $(120,7 \pm 1,97)^\circ$, левой ноги – $(157,4 \pm 1,73)^\circ$. Угол между плечом и предплечьем метаемой руки $(137,8 \pm 1,44)^\circ$, плечом и туловищем $(87,2 \pm 1,39)^\circ$. Момент инерции относительно ОЦМТ для плеча составляет $(0,0311 \pm 0,008)$ кг·м², предплечья $(0,0168 \pm 0,005)$ кг·м², бедра $(0,1607 \pm 0,0005)$ кг·м². Длина шага под воздействием инерции перемещения левой ноги на опоре изменилась до $(220,20 \pm 3,03)$ см, а межкостное расстояние между коленными суставами составило $(80,17 \pm 1,92)$ см.



Рис. 4. Кинематические параметры узловых элементов второго мультипликационного положения в стадии финального усилия в метании копья:
ЦМ – центр масс; ОЦМ – общий центр масс

Перемещение плеча удерживающей копье руки в направлении броска при вращении верхней части туловища создает напряжение в связках плечевого сустава. Отклонение от оптимальной траектории центра масс плеча может привести к появлению болезненных ощущений в плечевом суставе.

Третье мультипликационное положение стадии финального усилия (рис. 5) характеризуется завершающим движением метаемой руки, совершающей хлестообразное действие с высвобождением. Хлест достигается в результате последовательного торможения звеньев руки (от проксимальных к дистальным), которым было передано волнообразное движение от свободной нижней конечности и всей правой стороны туловища. Особенностью данного мультипликационного положения является сохранение положения туловища относительно проекции опоры. Вместе с тем допускается небольшое отклонение туловища вследствие действия инерции движения. Выход проекции туловища за границу допустимого диапазона отклонения не только сказывается на технике выполняемого действия и дальности броска, но и может вызвать травму.

Диапазон угловых положений между бедром и голенью правой ноги в нашем исследовании составил $(124,4 \pm 1,77)^\circ$, левой – $(155,2 \pm 1,34)^\circ$. Угол между плечом и предплечьем метаемой руки $(133,9 \pm 2,13)^\circ$, плечом и туловищем $(93,4 \pm 1,64)^\circ$. Момент инерции при повороте плеча составил $(0,0283 \pm 0,004)$ кг·м², предплечья $(0,0131 \pm 0,005)$ кг·м², бедра $(0,1666 \pm 0,0006)$ кг·м². Длина шага по сравнению с предыдущим мультипликационным положением уменьшилась за счет перемещения правой ноги вперед вследствие скручивания туловища в области таза до $(204,84 \pm 2,53)$ см. Межосевое расстояние между коленными суставами составило $(71,41 \pm 1,76)$ см.

Четвёртое мультипликационное положение (рис. 6) характеризуется внутренним вращением в плечевом суставе с горизонтальной ориентацией в момент его отведения.

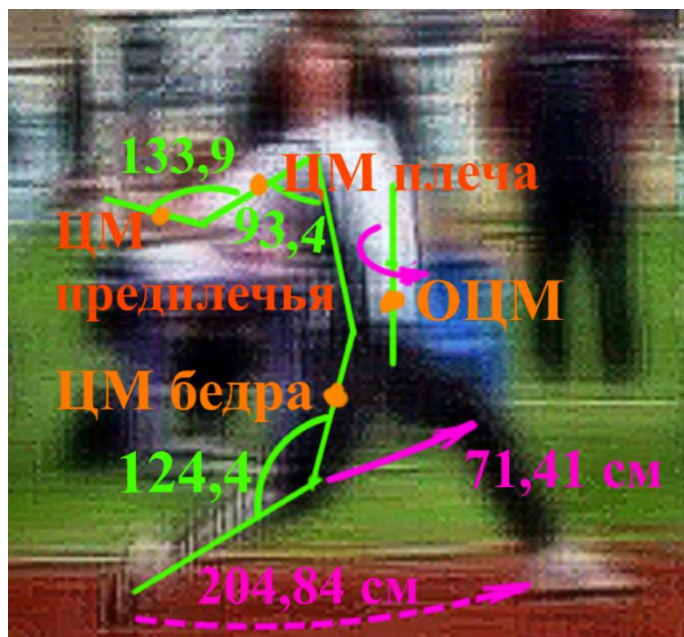


Рис. 5. Кинематические параметры узловых элементов третьего мультипликационного положения в стадии финального усилия в метании копья: ЦМ – центр масс; ОЦМ – общий центр масс



Рис. 6. Кинематические параметры узловых элементов четвёртого мультипликационного положения в стадии финального усилия в метании копья: ЦМ – центр масс; ОЦМ – общий центр масс

Вовлечение в цепочку действий локтевого сустава и последующее сгибание биокинематической цепи в лучезяпястном суставе является положением, предшествующим выпуску снаряда. Положение локтевого сустава определяется его подъёмом выше проекции плечевого сустава. Непосредственно перед выпуском

снаряда происходит резкое выворачивание туловища влево. Одновременным поворотом бедра выполняется вальгусное движение в коленном суставе. Параметры кинематических положений звеньев тела в наших исследованиях характеризуются следующими значениями.

Угол между бедром и голенью правой ноги составил $(139,7 \pm 1,68)^\circ$. Перенос общего центра масс в данном мультипликационном положении на левую ногу не даёт возможность выполнить стопорящее движение в полном объёме. Угол сгибания в коленном суставе составил $(162,3 \pm 2,03)^\circ$. Угол между плечом и предплечьем метаемой руки равен $(127,3 \pm 1,61)^\circ$, между плечом и туловищем $(97,8 \pm 2,93)^\circ$. Момент инерции относительно ОЦМТ для плеча равен $(0,0242 \pm 0,007) \text{ кг}\cdot\text{м}^2$, предплечья $(0,0125 \pm 0,004) \text{ кг}\cdot\text{м}^2$, бедра $(0,1341 \pm 0,0004) \text{ кг}\cdot\text{м}^2$ соответственно. Длина шага в результате подтягивания правой ноги вследствие скручивания тазобедренного сустава составила $(167,99 \pm 2,63) \text{ см}$ при межосевом расстоянии между коленными суставами $51,24 \text{ см}$.

В конечном положении стадии финального усилия (рис. 7) выпуск копья осуществляется через плечо метаемой руки. Для создания положения горизонтального отведения плеча и его внутреннего вращения спортсмен наклоняет туловище вперёд. Отклонение от оптимальной траектории движения в плечевом суставе создает большую нагрузку на суставно-связочный аппарат и может привести к травмированию суставной сумки плечевого сустава. Кроме того, стопорящее движение впереди стоящей ноги выпрямляет коленный сустав, что при неправильном соотношении опорного положения стопы и тазобедренного сустава, изменяющего своё положение под воздействием силы инерции, может привести к травме. Крутящий момент, возникающий при метании в плечевом и локтевом суставах, увеличивает нагрузку на сустав, что также может стать причиной травмирования локтевой коллатеральной связки и ротаторной манжеты плечевого сустава.

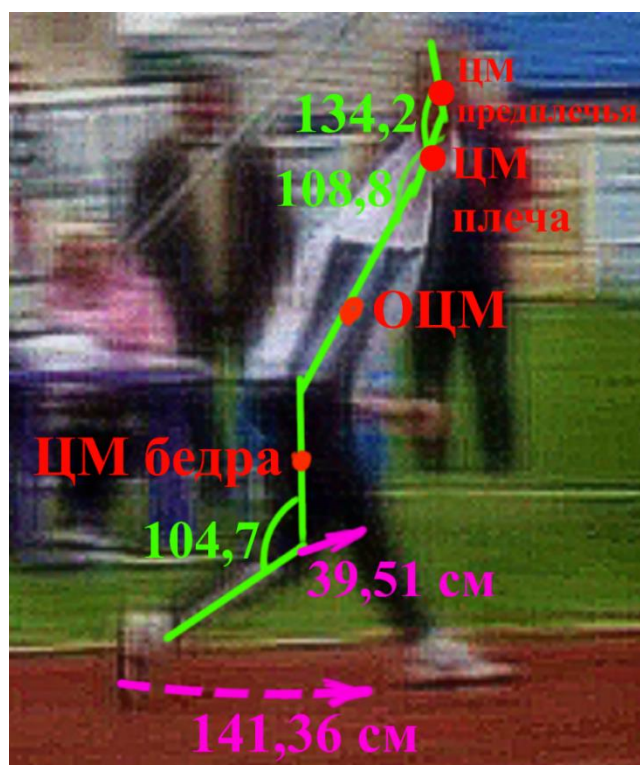


Рис. 7. Кинематические параметры узловых элементов конечного положения тела в стадии финального усилия в метании копья: ЦМ – центр масс; ОЦМ – общий центр масс

Угловые параметры положения звеньев тела, определенные в нашем исследовании, составили: между бедром и голенью ($104,7 \pm 1,88$)°; между плечом и предплечьем ($134,2 \pm 2,71$)°; между плечом и туловищем ($108,8 \pm 1,63$)°. Момент инерции относительно ОЦМТ для плеча равен ($0,0252 \pm 0,004$) кг·м², предплечья ($0,0136 \pm 0,007$) кг·м², бедра – ($0,2828 \pm 0,0005$) кг·м². Длина шага в среднем составила ($141,36 \pm 2,97$) см при межосевом расстоянии между коленными суставами ($39,51 \pm 1,98$) см.

Фаза, завершающая финальное усилие – торможение, выполняется либо скачком с левой ноги на правую ногу, либо падением. Данная фаза направлена на «погашение» инерции движения и торможение звеньев тела, задействованных при броске.

Угловые перемещения в стадии финального усилия составили: между плечом и предплечьем 129–147°, между плечом и туловищем 80–103°, между бедром и голенью 100–140° соответственно.

Радиус инерции движения звеньев изменяется в зависимости от характера их перемещения относительно ОЦМТ метателя. Траектории движения частей тела относительно ОЦМТ способствуют ускорению концевых звеньев за счёт значительного напряжения скелетных мышц. Тормозящее действие инерционности звеньев тела, определяющее результативность движения, показано на примере изменения радиусов инерции r (рис. 8).

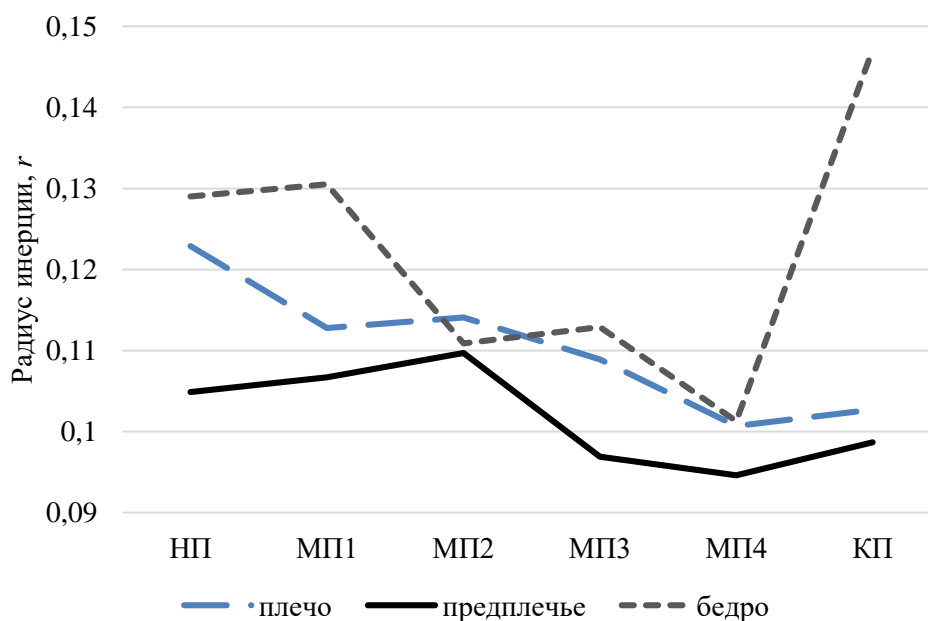


Рис. 8. Изменение радиуса инерции звеньев тела в различных узловых положениях: НП – начальное положение; МП1, МП2, МП3, МП4 – четыре мультипликационных положения; КП – конечное положение

Приведенные данные позволили рассчитать уравнения регрессии, средние значения моментов инерции звеньев тела как относительно ОЦМТ, так и относительно осей вращения в суставах. Временные параметры стадии финального усилия метания копья между узловыми элементами отражают кинематические характеристики темпоритмовой структуры движения, а угловая скорость в суставах биокинематических пар даёт представление о закономерностях перемещения звена относительно оси вращения и способствует повышению мощности выполняемого действия (таблица).

**Кинематические и динамические параметры движения звеньев тела
в стадии финального усилия**

Кинематические и динамические параметры движения		Плечо	Предплечье	Бедро
Угловая скорость, рад/с		55,97 ± 1,01	91,74 ± 1,91	43,53 ± 1,27
Мощность выполненной работы, Вт		40,17 ± 2,97	17,82 ± 1,41	145,57 ± 1,66
Узловые элементы	Время между узловыми элементами, с	Моменты инерции, кг·м ²		
НП	0,149 ± 0,009	0,0361 ± 0,0011	0,0154 ± 0,0014	0,2175 ± 0,0042
МП1		0,0304 ± 0,0007	0,0159 ± 0,0024	0,2226 ± 0,0028
МП2	0,137 ± 0,006	0,0311 ± 0,0012	0,0168 ± 0,0019	0,1607 ± 0,0011
МП3	0,176 ± 0,009			
МП4	0,229 ± 0,011	0,0242 ± 0,0009	0,0125 ± 0,0026	0,1341 ± 0,0026
КП	0,159 ± 0,007	0,0252 ± 0,0002	0,0136 ± 0,0032	0,2828 ± 0,0011

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Определение и биомеханический анализ кинематических и динамических параметров узловых элементов на стадии генерации финального усилия метания копья с учётом инерционных характеристик тела метателя позволяет прогнозировать возможность травмирования и формировать наиболее рациональную технику движения. Полученные параметры мощности работы в звеньях тела позволяют дозировать нагрузки, не допуская утомления и перенапряжения скелетных мышц. Выявленные рациональные диапазоны угловых положений в суставах звеньев тела, наряду с предложенной оценкой кинематических параметров узловых элементов движения, способствует бионической адекватности упражнений, снижению травматизма и достижению высоких спортивных результатов.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Исследование выполнено при финансовой поддержке ГПНИ «Конвергенция» (задание 3.06.13) и БРФФИ – РФФИ (проект Т20Р-223 / № 18-58-00037).

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Knuz H., Kaufmann D.A. Cinematographical analysis of javelin throwing techniques of decathletes // British J. Sports Med. – 1983. – Vol. 17, no. 3. – P. 200–204.
- Бондаренко К.К., Волкова С.С. Рациональность кинематических и динамических структур узловых элементов гребкового движения в баттерфляе // Совр. технол. физ. восп. и спорта в практике деятельности физкультурно-спортивных организаций: сб. науч. тр. всерос. науч.-практ. конф. и всерос. конкурса науч. работ в области физ. культуры, спорта и безопасности жизнедеятельности / под общ. ред. А.А. Шахова. – Елец: Елецкий гос. ун-т им. И.А. Бунина, 2019. – С. 235–239.
- Бондаренко К.К., Бондаренко А.Е., Боровая В.А. Взаимосвязь кинематических параметров движения с риском травматизма в метании копья // Физическое воспитание и спортивная тренировка. – 2019. – № 4. – С. 13–21.

4. Григоренко Д.Н., Бондаренко К.К., Шилько С.В. Кинематический и силовой анализ соревновательных упражнений при беге с препятствиями // *Российский журнал биомеханики*. – 2011. – Т. 15, № 3. – С. 61–70.
5. Григоренко Д.Н., Бондаренко К.К., Шилько С.В. Анализ кинематических параметров движений в упражнении «Подъем по штурмовой лестнице на 4-й этаж учебной башни» // *Российский журнал биомеханики*. – 2012. – Т. 16, № 2. – С. 95–106.
6. Ланка Я.Е., Шалманов А.А. Обоснование техники спортивных метаний на основе изучения биомеханических принципов и кинематических механизмов // *Спорт наука и физическое воспитание: материалы междунар. конф.; Латвийская спортивно-педагогическая академия*. – Рига, 2004. – С. 103–110.
7. Andrews J.R., Fleisig G.S. Preventing throwing injuries // *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. – 1998. – Vol. 27, no. 3. – P. 187–188.
8. Bartlett R., Robins M. Biomechanics of throwing. Handbook of biomechanics and human movement science. – New York: Routledge, 2008. – P. 285–296.
9. Bartonietz K. Javelin throwing: an approach to performance development. In: Zatsiorsky V.M. (ed.). Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention. – Oxford; Malden, MA: Blackwell Science, 2000. – P. 401–434. DOI: 10.1002/9780470693797.ch20
10. Escamilla R.F., Barrentine S.W., Fleisig G.S., Zheng N., Takada Y., Kingsley D., Andrews J.R. Pitching biomechanics as a pitcher approaches muscular fatigue during a simulated baseball game // *American Journal Sports Medicine*. – 2007. – Vol. 35, no. 1. – P. 23–33.
11. Gerbino P. Elbow disorders in throwing athletes // *Orthopedic Clinics of North America*. – 2003. – Vol. 34, no. 3. – P. 417–426.
12. Lanka J., Shalmanov A., Medvedjev V. Integrative approach to the study and evaluation of technical preparedness in sports biomechanics // *Journal of Sport Science*. – 2012. – Vol. 3. – P. 3–21.
13. Murakami M., Tanabe S., Ishikawa M., Ito A. The relationship between approach run kinematics and javelin throwing performance // *Asian Journal of Coaching Science*. – 2017. – Vol. 1, no. 1. – P. 1–14.
14. Pavlović R. Biomechanical analysis in athletics: the influence of kinematic parameters on the results of javelin throw of elite athletes // *The Swedish Journal of Scientific Research*. – 2020. – Vol. 7, no. 3. – P. 1–11.
15. Navarro E., Campos J., Vera P., Chillaron E. A procedure for determining the acceleration phase in javelin throwing // *Biomechanics in Sports XII, Proc. of the 12th Int. Symp. on Biomechanics in Sports*. – Budapest, 2004. – P. 357–359.
16. Mero A., Komi P.V., Korjus T., Navarro E. [et al.]. Body segment contribution to javelin throwing during final thrust phases // *Journal of Applied Biomechanics*. – 1994. – Vol. 10. – P. 166–177.

KINEMATIC AND DYNAMIC PARAMETERS OF FINAL STAGE OF JAVELIN THROWING

**K.K. Bondarenko, A.E. Bondarenko, V.A. Borovaya, P.V. Primachenko, S.V. Shilko
(Gomel, Republic of Belarus)**

Javelin throwing characterizes by creation of dynamic effort in shoulder-girdle during the process of movement. The emergence of excessive efforts in the joints of the parts of the body performing this sport exercise leads often to injury to the athlete. In this regard, the actual direction of training and competitive activity is the coordination and rationalization of movements in accordance with the principle of bionic adequacy of the system (in this case, “thrower – javelin”), the result of which is the maximum effectiveness of the exercise in the absence of traumatic effects of loads and movements. Biomechanical analysis of the final stage of javelin throwing was performed on the basis of 659 videos of competitive attempts. The results of measuring the angular displacements of the links of the body relative to each other and the common center of mass of the body in various nodal elements of motion are presented. In the work, the method of posture reference points of movements was used, which made it possible to distinguish starting and final movements, as well as a number of animated positions. Prediction of changes in the position of the body links taking into account the

moments and radius of inertia of the links relative to the general center of mass of the thrower body allow us to take preventive measures to exclude deviations from the given optimal trajectory of the body parts. The determination of the ranges of angular positions in the joints of the parts of the body also contributes to the achievement of high sports results.

Key words: javelin throwing, stage of final effort, body links, nodal elements of movement, moment of inertia, angular velocities.

Получена 09.01.2022

Одобрена 28.01.2022

Принята к публикации 20.02.2022

Просьба ссылаться на эту статью в русскоязычных источниках следующим образом: Кинематические и динамические параметры финальной стадии метания копья / К.К. Бондаренко, А.Е. Бондаренко, В.А. Боровая, П.В. Примаченко, С.В. Шилько // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 95–107. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.08

Please cite this article in English as noted in English version of this article.