

517.110.0
984

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЦЕНТРАЛЬНЫЙ ОРДЕНА
ЛЕНИНА ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ

На правах рукописи

ТЮПА Владимир Владимирович

ИССЛЕДОВАНИЕ ВНУТРИЦИКЛОВЫХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ
ХАРАКТЕРИСТИК СПРИНТЕРСКОГО БЕГА

13.00.04 - Теория и методика физического
воспитания и спортивной тренировки

А в т о р е ф е р а т

диссертации на соискание ученой степени
кандидата педагогических наук

Москва, 1978

Работа выполнена в 1972-1977 гг. в группе биомеханики проблемной лаборатории и на кафедре биомеханики (зав. кафедрой - профессор, доктор педагогических наук Зациорский В.М.) Государственного центрального ордена Ленина института физической культуры (ректор института - доцент Маслов В.И.).

Научный руководитель:
профессор, доктор педагогических наук ЗАЦИОРСКИЙ В.М.

Научный консультант:
кандидат технических наук Индиченко И.Г.

Официальные оппоненты:
профессор, доктор педагогических наук РАТОВ И.П.
кандидат педагогических наук ТЕР-ОВАНЕСЯН И.А.

Ведущее учреждение - ГДОИФК им. П.Ф.Лесгафта.

нварь 1978 г.

28 " февраля 1978 г.

ета Д 046.01.01 в
енина институте физичес-
ый бульвар, д.4).

ься в библиотеке инсти-



МАСЛОВ В.И.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы. В настоящее время, как никогда, повысилась конкуренция на международной спортивной арене. Результаты стали настолько плотными, что для победы в спринтерском беге каждый фактор физической и технической подготовки спортсмена может играть решающую роль.

Основными проблемами технической подготовки спринтера являются правильное обучение рациональной технике бега с учетом индивидуальных особенностей спортсмена, а также объективный контроль за эффективностью техники со стороны тренера. Однако, несмотря на довольно значительное количество работ по различным вопросам спринтерского бега, эти проблемы до сих пор не решены, т.к. данных о технике бега на уровне количественной оценки явно недостаточно. Так, имеется очень мало фактов об основных характеристиках бега.

Всего несколько работ посвящено изучению моментов сил в суставах ног в периоде переноса (Н.А.Бернштейн, 1940; К.И.Рачков, 1972; С.Э.Алешинский, В.М.Зациорский, 1975) и совершенно отсутствуют сведения об их изменении в периоде опоры. Несмотря на относительно широкое распространение метода тензодинамографии, было проведено довольно мало исследований сил реакции опоры (В.Т.Чмыхов, 1960; В.К.Бальсевич, 1963; И.П.Ратов, В.Н.Муравьев, 1966 и др.). Число фактов о силах в центрах масс звеньев тела спринтера также незначительно (Н.А.Бернштейн, 1940; Л.В.Чхаидзе, 1948). Данные о движении общего центра масс тела спринтера (ОЦМТ) носят весьма приближенный характер (Л.Ойфебах, 1964; Л.К.Бандейкина, 1968; С.А.Саванна, 1969 и др.), а некоторые из них противоречат законам механики (А.Нотман, 1974).

Несколько больше фактов - о кинематических характеристиках спринтерского бега, однако почти во всех работах отсутствует целостный подход; при этом каждым исследователем рассматриваются отдельные характеристики движений отдельных звеньев тела разных испытуемых. Это чрезвычайно затрудняет систематизацию имеющихся фактов.

Следует сказать, что практически отсутствуют достоверные данные о зависимостях скорости бега от кинематических и динамических характеристик движений звеньев тела спринтера и сил реакции опоры. Кроме того, в подавляющем числе работ производился анализ движений только в двумерном пространстве, а число обработанных попыток бега с применением оптических методов обычно колеблется в диапазоне 1 - 7.

Таким образом, имеющихся фактов о технике бега с максимальной скоростью явно недостаточно, чтобы создать теорию бега и действенные средства и методы для воздействия на тренировочный процесс. В результате обучение технике бега строится в основном на интуиции и личном опыте каждого тренера, что приводит зачастую к противоречивым представлениям о правильной технике и, вследствие этого, к соответствующим методам тренировки. Например, в настоящее время существует две основных противоположных концепции взаимодействия спринтера с опорой:

1. Торможение тела в первой половине периода опоры, а, значит, отрицательную зону продольной составляющей сил реакции опоры можно уменьшить или избежать. Это достигается активным "загребавшим" движением опорной ноги (Л.К.Бандейкина, Р.Льлько, 1958; П.Черкашин, 1958; Г.Турова, 1962). Отталкивание должно выполняться "вдогонку телу" (А.Пугачевский, 1953;

Г.Коробов, 1960) при активном, т.е. с ускорением, махе бедра контрлатеральной ноги вперед-вверх (М.Бачваров, 1961 и др.).

2. Бег рассматривается с точки зрения теории "качения колеса", ось которого является тазобедренный сустав, а бедро - главным движущим звеном, при этом дистальные звенья служат ему подвижной опорой (А.Б.Майский, 1967; Н.А.Фесенко, 1972; К.И.Рачков, 1972; А.Нотман, 1974). Это и предопределяет создание "тяговой силы". Целесообразность полного выпрямления опорной ноги, отталкивание под острым углом и высокое поднимание бедра маховой ноги отрицается.

Из этого следует, что не изучив основательно закономерности движений спортсмена, нельзя рассчитывать на успех в деле реализации всех потенциальных возможностей спринтера.

Видимо, для этого нужны специальные исследования, проведение которых возможно в два этапа. Первый из них заключается в накоплении достоверных обширных фактов о биомеханике спринта, на основе которых можно выявить закономерности техники бега, и, следовательно, выделить основные ее критерии. На основе этого можно перейти ко второму этапу, который будет содержать в себе научно обоснованную разработку, внедрение и применение специальных тренажеров, созданных как для целенаправленного воспитания физических качеств, необходимых для правильного выполнения элементов техники бега, так и для обучения, контроля и исправления недостатков техники бега.

Задачи исследования. В связи с вышеизложенным были поставлены следующие задачи:

I. На основе теоретического и экспериментального анализа метрологических требований к оптическим методам разработать

и применить способ билатеральной стробоскопической стереофото съемки для синхронной регистрации основных звеньев тела спринтера.

2. Определить основные динамические характеристики спринтерского бега и их зависимость от скорости бега у спринтеров разной квалификации.

3. Определить основные кинематические характеристики спринтерского бега и их зависимость от скорости бега у спортсменов разной квалификации.

Первая задача ставилась для того, чтобы получить способ синхронной регистрации звеньев тела спринтера одновременно с обеих сторон, благодаря чему можно рассчитывать биомеханические характеристики всех основных звеньев тела и ОЦМТ.

Последние две задачи изучались в двух постановках:

- а) какие изменения в технике бега соответствуют возрастанию максимальной скорости бега у разных спринтеров (межиндивидуальная вариация);
- б) как изменяется техника бега при изменении скорости бега у одного и того же спринтера (внутрииндивидуальная вариация).

Научная новизна исследования. Новым в постановке исследования является определение биомеханических характеристик в трехмерном пространстве, а также их комплексное изучение.

Впервые были зарегистрированы и определены динамические и кинематические характеристики 15 основных звеньев тела спринтера, а также ОЦМТ, как интегрального показателя, совместно с силами реакции опоры одного и того же испытуемого.

Определение моментов сил в суставах ног во всем беговом цикле в сопоставлении с фазами биоэлектрической активности и

силами реакции опоры позволили получить новые данные о механизме взаимодействия спринтера с опорой.

Рассчитаны величины вклада инерционных сил звеньев тела спринтера в силы реакции опоры. Почти все определенные динамические и кинематические характеристики спринтерского бега, а именно: угловые перемещения, скорости и ускорения, линейные скорости центров масс и силы в центрах масс звеньев ноги, а также экстремумы сил, средние величины сил и импульсы сил реакции опоры, анализируются в их связи со скоростью бега.

Научная и практическая значимость исследования. Материалы данной работы уже используются в курсах "Спортивная метрология и биометрия" и "Биомеханика" в Центральном институте физической культуры. Отдельные положения исследования, в частности по механизму взаимодействия спринтера с опорой, могут быть использованы как при тестировании спринтеров сборной команды СССР, так и при обучении новичков. Для этого требуется регистрация скорости бега и сил реакции опоры по принципу срочного эффекта.

Материалы работы расширяют и углубляют данные о биомеханике спринтерского бега и создают несколько новых конкретных путей для дальнейших исследований отдельных элементов техники бега.

Объем и структура диссертации. Диссертация состоит из 187 страниц машинописного текста, включающего введение; главу I - литературный обзор биомеханики спринтерского бега - состоящую из 5 разделов: 1) динамические характеристики, 2) угловые кинематические характеристики, 3) линейные кинематические характеристики, 4) биоэлектрическая активность мышц, 5) простран-

вечные и временные характеристики; главу II - материал и методы исследования, а также исследование точности применявшихся методов - состоящую из 7 разделов: 1) постановка проблемы и задач исследования, 2) анализ существующих оптических методов для трехмерной регистрации движений человека, 3) стробоскопическая стереофотосъемка, 4) метрологические требования к аппаратуре, 5) технические данные аппаратуры, примененной в исследованиях, 6) определение точности оптического метода, 7) организация экспериментальных исследований; главу III - собственные данные по динамическим характеристикам спринтерского бега - состоящую из 3 разделов: 1) силы в центрах масс звеньев тела, 2) динамические характеристики в суставах ног, 3) силы реакции опоры; главу IV - собственные данные по кинематическим характеристикам спринтерского бега, состоящую из 2 разделов: 1) линейные кинематические характеристики центров масс звеньев тела, 2) угловые кинематические характеристики; главу V - сравнительный эксперимент - состоящую из 3 разделов: 1) постановка задач и характеристики испытуемых, 2) организация и проведение эксперимента, 3) результаты эксперимента; выводы; список литературы и приложения.

Диссертация содержит 28 таблиц, 113 рисунков, 16 приложений. Список использованных литературных источников включает 139 наименований (95 на русском языке и 44 на иностранных языках).

Методы исследований. Для решения поставленных в исследовании задач были применены следующие методы и методики: 1) анализ специальной литературы (по биомеханике спринтерского бега и по оптическим методам исследования спортивных движений),

2) стробоскопическая стереофото съемка, которая представляет собой дальнейшее усовершенствование широко известной методики циклографии и позволяет регистрировать все 3 координаты движения, 3) тензодинамография, 4) электромиография, 5) математическое моделирование, 6) статистическая обработка данных, 7) сравнительный эксперимент.

В экспериментальной части исследования была использована стереофотограмметрическая камера ЦМК-10/1318, состоящая из 2 одноименных измерительных камер производства народного предприятия Carl Zeiss (Jena, DDR) и базисной подставки, отъюстированной и изготовленной по проекту и техническим требованиям автора совместно с к.т.н. И.П.Индиченко (лаборатория аэрофотометодов Географического факультета МГУ).

Для обеспечения стробоскопического эффекта на основании метрологических требований, разработанных автором, был изготовлен механический стробоскоп с двумя спаренными obturаторами (лаборатория аэрофотометодов МГУ) и автономный генератор световых импульсов (совместно с С.И.Чабовским), нагрузкой которого служили 22 неоновых лампочки ТН-02, которыми маркировалось тело испытуемых.

Обработка циклограмм на негативах проводилась на полуавтоматическом стереокомпараторе "Stecometer" производства фирмы Carl Zeiss (Jena). Исходные данные выводились на цифровую печать и перфоленду.

Для регистрации биопотенциалов мышц использовалась 10-канальная электромиографическая установка с входным сопротивлением 2,5 Мом с проводной связью, разработанная и изготовленная СКБ ИВТУ им.Баумана. Для измерения опорных реакций были использованы 2 тензодинамографические платформы, изготовленные

Ленинградским опытным заводом "Спорт" по проекту ВИСТИ (собственная частота колебаний 60Гц). Миограммы и динамограммы опорных реакций регистрировались шлейфным осциллографом Н-115.

Синхронизация методов стробоскопической стереофото съемки, миографии и тензодинамографии осуществлялась с помощью фотовспышки по методу Я.Е.Ланка с соавт.(1975). Обработка исходных данных и расчет биомеханических характеристик осуществлялись на микро-ЭВМ "Ванг 2200-В" по 2 программам, разработанным С.Ю.Алешинским. При этом по "4-звенной" программе определялись кинематические характеристики нижней конечности, а по "15-звенной"-кинематические и динамические характеристики звеньев нижних и верхних конечностей, туловища, головы и ОУМТ.

Статистическая обработка биомеханических характеристик производилась на той же ЭВМ. Применялись методы корреляционного и регрессионного анализа (стандартные программы, модернизация В.Н.Селуянова).

Для проверки погрешностей методики было произведено специальное исследование, которое показало, что точность определения координат, скоростей и ускорений движущегося объекта не превышала 1 мм, 0,007 м/с и 0,38 м/с² соответственно. Было выяснено, что при применяемых методиках в условиях съемки с частотой 250 Гц наиболее приемлемо численное дифференцирование экспериментальных кривых скоростей и ускорений методом локальной полиномиальной аппроксимации со сглаживанием по 9 точкам.

Организация исследований. Для изучения кинематических характеристик движений звеньев ноги были произведены съемки одной стереокамерой на жестком базисном основании с использованием механического стробоскопа, миографической установки

(регистрация биопотенциалов 8-й группы мышц) и тензоплатформ. Условия съемки: частота - 249гц, базис - 0,9м, фокусное расстояние 100,5мм, расстояние до линии бега - 6м, величина стереоскопического пространства 9м. Снималось по I-му циклу бега (двойной шаг) каждого испытуемого. Суставы 15 спринтеров разной квалификации маркировались лампочками накаливания СМ-36. 12-и спринтерам давалась установка на пробегание 30м с ходу с максимальной скоростью, 3-м (из них 2 спринтера с результатами 6,4 и 6,5с на 60м) - на серию попыток с различной постоянной скоростью с увеличением ее от попытки к попытке до максимума. В результате у одного из спринтеров была обработана 21 попытка, у двух других - по 8 попыток. В итоге по обработанным 49 попыткам бега (33 тыс. точек) появилась возможность определить внутри- и межиндивидуальные вариации кинематических характеристик движений звеньев ног.

Для определения кинематических и динамических характеристик движений 15-и звеньев тела и ОЦМТ спринтера впервые в биомеханике была произведена билатеральная синхронная стробоскопическая стереофотосъемка с использованием 2-х тензоплатформ и 2-х стереофотограмметрических камер. Последние располагались по обеим сторонам направления бега. Звенья тела спринтера маркировались неоновыми лампочками, запитываемыми генератором световых импульсов. Было обработано 22 траектории с количеством измеренных точек на обеих стереопарах 2574.

По первичным данным - координатам точек циклограмм в прямоугольной системе координат стереокомпаратора - рассчитывались перемещения суставов, скорости и ускорения центров масс звеньев тела, углы, угловые скорости и ускорения звеньев тела

в пространстве, силы в центрах масс звеньев, суставные силы, и моменты суставных сил, кинематические и динамические характеристики СДМТ, а также пространственно-временные характеристики.

Для изучения динамических характеристик взаимодействия спринтера с опорой (межиндивидуальный анализ) были применены 2 тензоплатформы. В эксперименте приняли участие 30 испытуемых разной квалификации (от новичков до мастеров спорта). Испытуемым давалась установка на бег с максимальной скоростью. Регистрировались все три составляющие реакции опоры, длина шагов и временные характеристики. Определялись экстремумы, импульсы сил и средние силы, а также пространственно-временные характеристики.

В сравнительном эксперименте приняли участие 30 испытуемых. До и после эксперимента регистрировалось время пробега 15 м с ходу (с максимальной скоростью) фотодиодной установкой, разработанной В.Городенцевым, и длина шагов, что позволило определять и скорость бега.

В итоге в экспериментах с определением кинематических и динамических характеристик спринтерского бега приняли участие 45 испытуемых, всего в исследованиях - 75 испытуемых. В результате стереосъемок впервые удалось набрать сравнительно большой статистический материал - 50 попыток бега (35,5 тыс. точек).

Вторичные данные - зарегистрированные и рассчитанные биомеханические характеристики (их экстремумы, значения в отдельных моментах, средние величины, площадь под кривой и т.п.) - были обработаны методом математической статистики.

ДААННЕ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ
ПО БИОМЕХАНИКЕ СПРИНТЕРСКОГО БЕГА

Описание подхода к оценке биомеханических характеристик.

Если допустить, что сумма сил в центрах масс звеньев тела спринтера равна силам реакции опоры, то, определяя первые и регистрируя вторые характеристики, можно рассчитать величину вклада каждого звена в силы реакции опоры. Определив зависимость скорости бега от сил реакции опоры, можно выявить предпосылки для критериев техники бега, т.к. при этом известны наиболее значимые и ответственные силы в центрах масс отдельных звеньев тела в коррелируемых фазах сил реакции опоры. Расчет моментов сил в суставах тела спринтера и других их динамических и кинематических характеристиках, а также синхронная регистрация биоэлектрической активности мышц дадут возможность узнать, как в это время организуются движения звеньев тела спринтера.

Сравнительный количественный анализ сил реакции опоры.

Экстремальные значения горизонтальной (F_x), вертикальной (F_z , экстремум \mathcal{Q}) и поперечной составляющих (F_y), значения импульсов сил и средних сил (для F_z с вычетом силы, равной весу тела), а также скорости бега, длины шагов и временные характеристики были подвергнуты корреляционному и регрессионному анализам. Средние статистические показатели представлены в табл. I. В результате анализа выяснилось следующее.

Абсолютная величина экстремума \mathcal{Q} (фиг. I) имела положительную связь со скоростью бега ($r = 0,43$), частотой шагов ($r = 0,48$) и отрицательную с временем опоры ($r = -0,46$).

Экстремум \mathcal{Y} имел положительную связь со скоростью бега

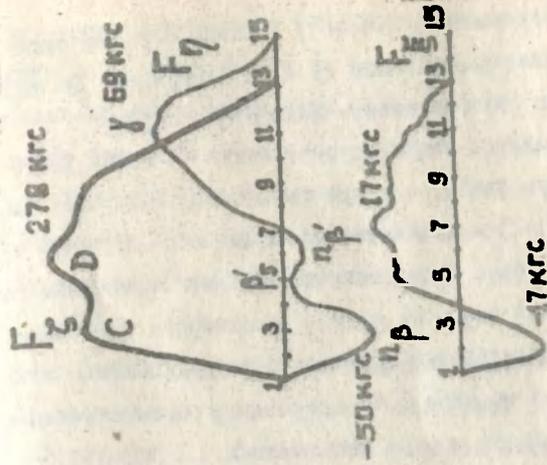
Таблица I.

Средние статистические показатели бега 30 испытуемых.

| Ха- ра- кте- сти- ки | v | f | l | $t_{оп}$ | $t_{пол.}$ | $t_{ам}$ | $t_{отг}$ | Экс- тре- мум кгс | Экс- тре- мум кгс | Макс- мум кгс | I_{F_5} | I_{F_5} торм. отг. | I_{F_5} | I_{F_5} |
|----------------------------------|------|------|------|----------|------------|----------|-----------|----------------------------|----------------------------|---------------------|-----------|----------------------------|-----------|-----------|
| \bar{x} | 7,09 | 3,60 | 1,97 | 0,137 | 0,142 | 0,056 | 0,08 | 172 | 44,8 | 47,7 | 19,2 | 10,5 | 1,19 | 2,11 |
| σ | 0,73 | 0,34 | 0,08 | 0,013 | 0,018 | 0,007 | 0,0012 | 29,5 | 10,1 | 8,1 | 12 | 1,7 | 0,29 | 0,49 |

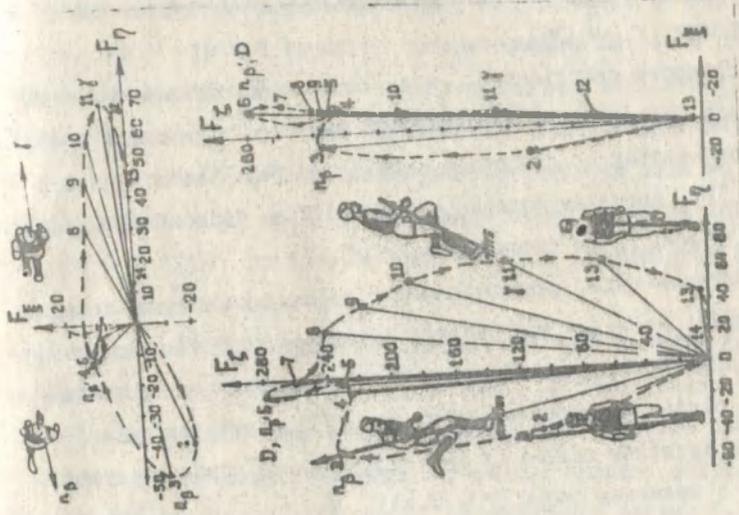
Обозначения: v - скорость бега, f - частота шагов, $t_{оп}$ - время опоры, $t_{пол.}$ - время полета, амортизации и отталкивания соответственно, $t_{ам}$ - импульс силы.

Примечание: максимум и импульс вертикально составляющей силы реакции опоры приведены с учетом веса испытуемых.



Фиг. 1.6.

Фиг. 1. Динамические характеристики взаимод- действия спринтера с опорой: проекция векторов сил на 3 плоскости (a) и графики и сил реакции, скорости бега 9 м/с. Обозначения: F_z - вертикальная, F_y - поперечная составляющие.



Фиг. 1.8.

Фиг. 1. Испытуемый А. Х. Скорость бега 9 м/с. F_z - продольная, F_y - поперечная составляющие.

($r = 0,49$) и частоты шагов ($r = 0,48$), а также отрицательную с ($r = -0,37$) с временем амортизации (т.е. с интервалом от начала опоры до экстремума \mathcal{D}) и временем полета ($r = -0,56$).

Абсолютная величина импульса торможения \bar{F}_D имела достоверную отрицательную связь со скоростью бега ($r = -0,40$), частотой шагов ($r = -0,42$) и временем полета ($r = -0,42$), т.е. чем меньше величина импульса силы, направленной на торможение тела спринтера, тем больше скорость бега (для выборки 30 испытуемых статистически существенно отличаются от нуля оценки коэффициентов корреляции не ниже 0,46 при 1%-ом уровне значимости и не ниже 0,36 при 5%-ом уровне значимости).

Абсолютная же величина импульса отталкивания \bar{F}_D более тесно связана со скоростью бега ($r = 0,48$), частотой шагов ($r = 0,44$) и особенно с временем полета ($r = -0,61$). Кроме того, наблюдается достоверная связь величин импульсов торможения и отталкивания ($r = -0,36$).

Разность импульсов \bar{F}_D , т.е. избыток абсолютной величины импульса отталкивания относительно импульса торможения довольно тесно связан со скоростью бега ($r = 0,54$), частотой шагов ($r = 0,51$), временем полета ($r = -0,64$) и не зависит от времени опоры ($r = -0,20$) и длины шагов ($r = 0,17$).

Средняя сила, развиваемая при торможении в продольном направлении, не имела достоверной связи со скоростью бега и другими характеристиками. Средняя сила при отталкивании имела тесную связь со скоростью бега ($r = 0,71$), частотой шагов ($r = 0,65$) и временем полета ($r = -0,61$), а также довольно существенную с временем опоры ($r = -0,43$).

Все описанные выше данные, касающиеся динамических характеристик взаимодействия спринтера с опорой в продольном направ-

влении, свидетельствуют о том, что уменьшение потерь средней скорости ОИМТ спринтера (судя по импульсам сил) в первой половине периода опоры определяет более высокую среднюю скорость во второй половине периода опоры. Другими словами, быстрее бегут те спринтеры, которые, несмотря на увеличение абсолютного экстремального значения тормозящей силы F_D , организывают взаимодействие с опорой таким образом, чтобы уменьшить потери поступательной скорости и развить большую скорость при отталкивании. Благодаря увеличению избытка положительного импульса сил преодолевается сопротивление воздушной среды, возрастающее, естественно, с увеличением скорости бега. Уменьшение потерь скорости в фазе торможения достигается благодаря сокращению времени торможения ($r = 0,56$), которое имеет довольно тесную отрицательную связь со скоростью бега ($r = -0,67$). Отсюда очевидна актуальность исследований, направленных на выяснение того, каким образом спринтер организует при этом свои движения. Кроме всего прочего, наиболее высокая зависимость скорости бега от средней силы отталкивания подчеркивает необходимость развития наиболее значительного импульса силы за единицу времени, т.к. время отталкивания ограничивается временем опоры ($r = 0,80$), которое, в свою очередь, сокращается при возрастании скорости бега ($r = -0,75$).

Экстремум F_V вертикальной составляющей силы не имел достоверной связи ни с одним из показателей, за исключением F_D ($r = 0,52$), который, в свою очередь, имел связь только с ритмовым коэффициентом, характеризующим отношение времени полета к времени опоры ($r = 0,54$). Эти данные противоречат данным Ю.А. Федяева (1976), который нашел очень высокую зависимость времени бега на 100 м с максимумом вертикальной составляющей силы

реакции опоры - коэффициенты корреляции колебались в диапазоне от $-0,7$ до $-0,87$ для спринтеров различной квалификации (3 группы спринтеров по 10 человек).

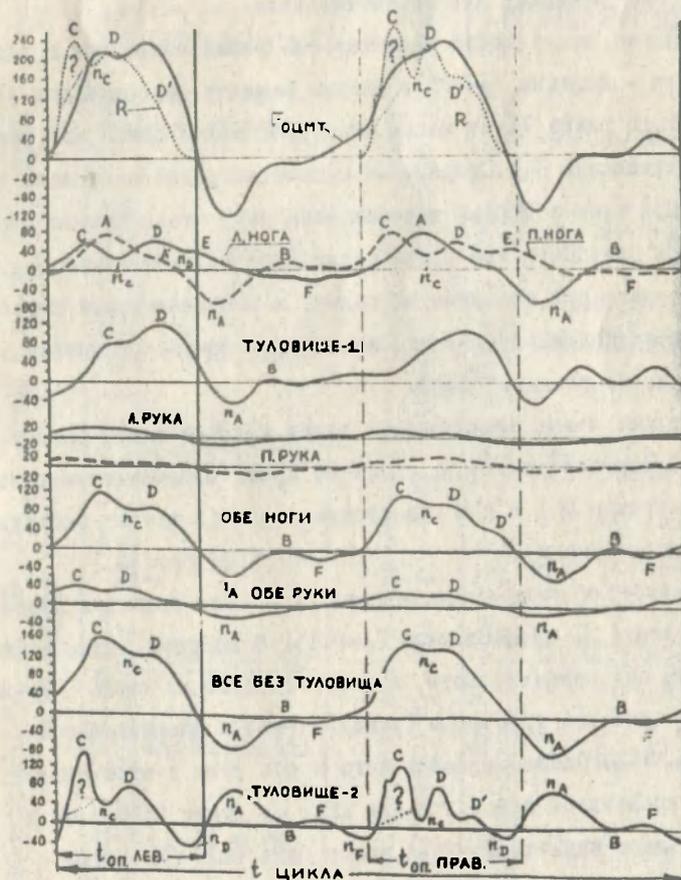
Импульсы вертикальной составляющей сил - импульс до экстремума \mathcal{B} (расходуемый на амортизацию), импульс после экстремума \mathcal{B} (расходуемый на отталкивание), а также их сумма не имели достоверной связи с интегральными показателями. Исключение составляет слабая положительная зависимость длины шага от суммарного импульса сил ($r = 0,37$). Однако наиболее информативной оказалась величина средних сил. Средняя сила амортизации имела достоверную связь со скоростью бега ($r = 0,38$) и временем опоры, средняя сила отталкивания - со скоростью бега ($r = 0,47$), с длиной шагов ($r = 0,44$) и временем опоры ($r = -0,43$), суммарная средняя сила - со скоростью бега ($r = 0,52$), с частотой шагов ($r = 0,39$), с длиной шагов ($r = 0,41$) и временем опоры ($r = 0,64$). Отсюда вывод, что для увеличения скорости бега спринтер обязан развивать больший импульс силы за единицу времени и в вертикальном направлении.

Экстремальные значения поперечной составляющей силы реакции опоры, а также значения импульсов и средних сил не имели достоверной связи ни с одним из пространственно-временных показателей. Однако наблюдается их достоверная положительная связь, иногда очень значительная, с аналогичными характеристиками вертикальной составляющей сил, особенно между средними силами.

Вклад звеньев тела в силы реакции опоры. После суммирования сил в верхнем и нижнем отделах туловища получим кривую F_{Σ} всего туловища (фиг.2, "туловище-I"). Путем сложения сил в центрах масс звеньев конечностей находим силы в центрах масс



510-787 11 5.143 11.1.427 11.1.428 11.1.429 11.1.430



Фиг.2. Графики вертикальной составляющей сил в центрах масс конечностей, туловища, ОЦМТ и реакции опоры (R). Единица измерения - килограмм силы. Испытуемый Ф.Р.

звеньев рук и ног. После этого путем вычитания из реакции опоры (допуская, что она аналогична кривой F_z в ОЦМТ) сил в центрах масс "всего без туловища", находим силы в ОЦМ туловища (на фиг.2 "туловище-2").

При анализе абсолютных и относительных величин вклада каждого звена или конечности тела спринтера (табл.2) привлекает к себе внимание два обстоятельства.

Первое: имеет место значительный вклад обеих рук в реакцию опоры - порядка 11-19% в разные моменты (масса обеих рук испытуемого равна 9% от массы его тела, масса обеих ног равна 44% - определено В.Н.Седуяновым с помощью радиоизотопного метода). При этом обе руки перемещаются так, что в каждом периоде опоры они почти все время испытывают положительную силу. Вывод: работа рук сводится не только к компенсаторным движениям и к сохранению равновесия, но имеет и прямое отношение к увеличению F_z реакции опоры.

Второе: очень значительный вклад маховой ноги, равный 40% во время экстремума κ_c , 31% во время окончания амортизации (экстремум \mathcal{D}) и 25% при отталкивании (в момент экстремума \mathcal{D} опорной ноги).

Рассмотрим продольные составляющие сил, проделав процедуру сложения F_z звеньев тела (фиг.3). В опорном периоде экстремум κ_p сил реакции опоры, как это следует из табл.3, формируется в основном туловищем (вклад - 79%) и опорной ногой (вклад - 74%). Однако маховая нога и обе руки в этот момент (фиг.3) испытывают положительную силу (в сумме 56%), что в итоге создает силы торможения всего тела 100% (-43 кгс).

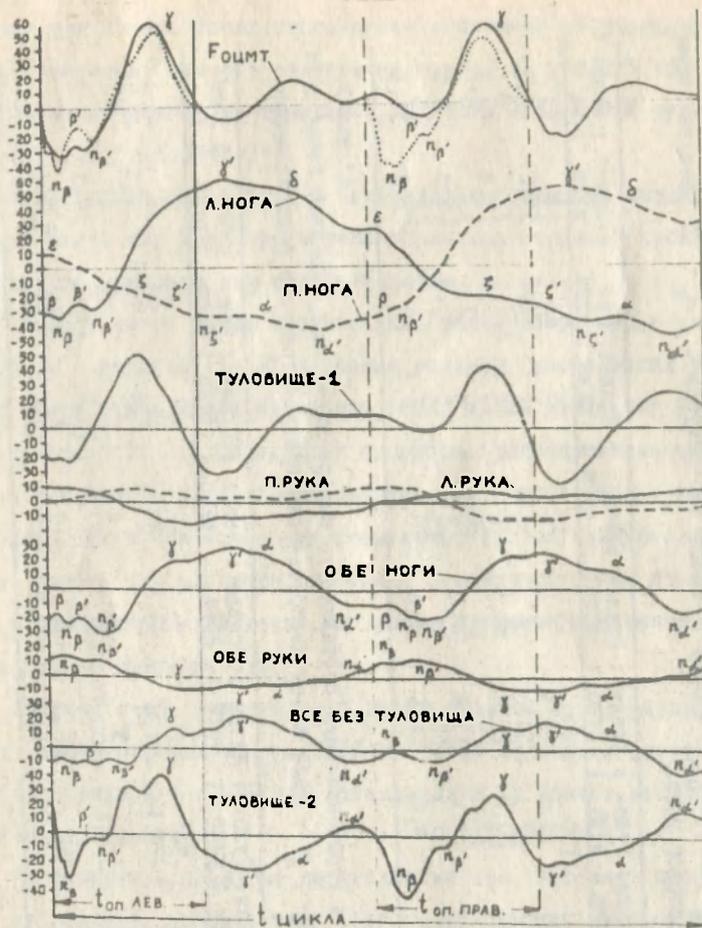
Максимум y положительной силы, продвигающей спринтера

Таблица 2.
 Вклад звеньев тела в вертикальную составляющую сил реакции опоры. Опорная левая нога.
 Обозначения: С, μ , δ , δ п.н. - силы в момент экстремумов С, μ , δ реакции опоры и δ опорной ноги.

| Вертик. : составл. : изм. : опоры : | Ед. : кгс % | Реакция : туло- выше : | Левая : нога : | Правая : нога : | Левая : рука : | Правая : рука : | Левая : нога : | Правая : нога : | Левая : рука : | Правая : рука : | Обе : ноги : | Обе : руки : | Голо- ва : |
|--|-------------------|------------------------------|-------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-----------------|-----------------|---------------|
| С | кгс % | 230 100 | 130 56,5 | 48 20,8 | 15 6,4 | 19 8,3 | 16 6,9 | 63 27,2 | 35 15,2 | 35 15,2 | 2 0,9 | 2 0,9 | 2 0,9 |
| μ | кгс % | 190 100 | 39 20,5 | 54 28,4 | 59 40,5 | 20 10,5 | 10 5,3 | 113 69,9 | 30 15,8 | 30 15,8 | 8 4,3 | 8 4,3 | 8 4,3 |
| δ | кгс % | 210 100 | 78 37,1 | 29 13,8 | 64 38,0 | 20 9,5 | 10 4,8 | 93 51,8 | 30 14,3 | 30 14,3 | 9 4,3 | 9 4,3 | 9 4,3 |
| δ п.н. | кгс % | 130 100 | 6 4,6 | 58 44,6 | 33 25,4 | 13 10,0 | 5 3,8 | 31 70 | 18 13,8 | 18 13,8 | 15 11,5 | 15 11,5 | 15 11,5 |

Таблица 3.
 Вклад звеньев тела в горизонтальную составляющую сил реакции опоры. Опорная левая нога.
 Обозначения: μ , μ , μ , μ - силы в момент соответствующих экстремумов реакции опоры.

| Гориз. составл. : изм. : опоры : | Ед. : кгс % <th>Реакция : туло- выше :</th> <th>Левая : нога :</th> <th>Правая : нога :</th> <th>Левая : рука :</th> <th>Правая : рука :</th> <th>Левая : нога :</th> <th>Правая : нога :</th> <th>Левая : рука :</th> <th>Правая : рука :</th> <th>Обе : ноги :</th> <th>Обе : руки :</th> <th>Голо- ва :</th> | Реакция : туло- выше : | Левая : нога : | Правая : нога : | Левая : рука : | Правая : рука : | Левая : нога : | Правая : нога : | Левая : рука : | Правая : рука : | Обе : ноги : | Обе : руки : | Голо- ва : |
|---|---|------------------------------|-------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-----------------|-----------------|---------------|
| μ | кгс % | -43 -100 | -34 -79,1 | -32 -74,4 | 12 27,9 | 10 23,2 | 10 23,2 | 2 4,6 | 2 4,6 | 2 4,6 | -20 -46,5 | 12 -7,5 | -1 -2,3 |
| μ | кгс % | -23 -100 | -4 -17,4 | -25 -108,7 | -5 -21,7 | 4 17,4 | 4 17,4 | 5 21,7 | 5 21,7 | 5 21,7 | -30 -130,4 | 9 39,1 | 2 8,7 |
| μ | кгс % | 52 100 | 41 78,8 | 37 71,1 | -21 -40,4 | -13 -25 | -13 -25 | 7 13,5 | 7 13,5 | 7 13,5 | 16 30,8 | -6 -11,5 | 1 1,9 |



Фиг. 3. Графики продольной составляющей сил в центрах масс конечностей, туловища, ОЦМТ и реакции опоры /пунктирная линия/. Единица измерения - килограмм силы. Испытуемый: Ф. С.

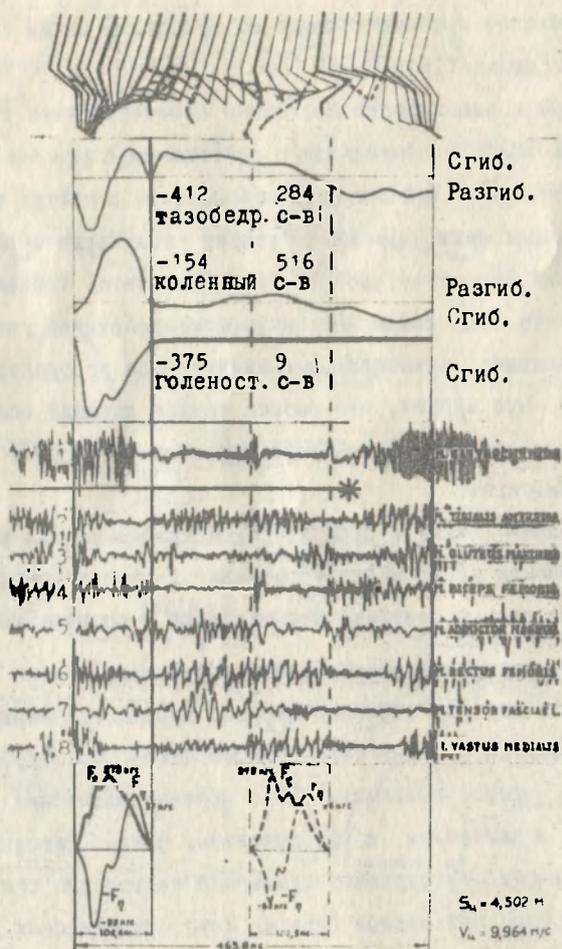
вперед, зависит преимущественно от туловища (вклад 79%) и опорной ноги (вклад 71%).

Учитывая вышеизложенное, можно констатировать следующее. Наибольший вклад в вертикальную составляющую сил реакции опоры (экстремум \mathcal{D}) вносят инерционные силы в центре масс туловища и маховой ноги, что способствует увеличению средней силы отталкивания, коррелируемой со скоростью бега. Исследования показали, что этим силам инерции противодействуют усилия мышц таза (уступавшее вращательное движение таза во фронтальной плоскости). Это значит, что работа таза в периоде опоры, особенно в фазе отталкивания, является одним из весомых элементов техники бега.

Наибольший вклад в продольную составляющую сил реакции опоры в моменты экстремумов торможения и отталкивания вносят инерционные силы в центрах масс туловища и опорной ноги.

Моменты суставных сил нижней конечности. Анализ этих характеристик, которые отражают процесс управления нервной системой движениями звеньев тела (Е.А.Богданов, В.С.Гурфинкель, 1975), дает прямое представление о причине изменения сил реакции опоры, в частности, в информативных фазах. Рассчитанные моменты сил (фиг.4) отражают суммарное превышение сил тяги одной группы мышц над другой (при их антагонистическом действии) и кроме того, реакции связи костно-связочного аппарата суставов, ограничивающего степени их свободы.

Во время амортизации опорной ноги углы в дистальных суставах уменьшаются под действием веса и силы инерции тела спринтера, а угол в тазобедренном суставе увеличивается. Видно, что моменты сил (M) в голеностопном и коленном суставах



Фиг. 4. Графики моментов сил в суставах левой ноги /в ньютонметрах/ и электромиограмма. Сагит- тальная плоскость. Испытуемый А.П. Мышцы: 1 - икроножная, 2 - передняя большеберцовая, 3 - большая ягодичная, 4 - двуглавая бедра, 5 - большая приводящая, 6 - прямая, 7 - натягива- тель широкой фасции бедра, 8 - внутренняя ши- рокая бедра. * - момент синхронизирующей всплшки. Период оцери регистрируемой левой но- ги обозначен вертикальными сплошными линиями.

направлены на сгибание стопы и разгибание голени, т.е. против уменьшения углов в суставах. Этому способствует и M в тазобедренном суставе, направленный против уменьшения угла в коленном суставе и на увеличение угла в тазобедренном суставе. Момент в дистальном и проксимальном суставах достигает своих экстремальных значений практически одновременно с F_2 реакции опоры.

Мышцы-разгибатели бедра и голени, а также сгибатели стопы проявляют как одновременную, так и поочередную активность. Наибольшая активность большой ягодичной мышцы наблюдается на фоне активности двуглавой мышцы бедра и развития разгибательного M в тазобедренном суставе, и заканчивается почти одновременно с нулевым значением M . Также одновременно начинают активность и разгибатели коленного сустава, однако после первой трети периода опоры продолжается работа только прямой мышцы бедра, заканчивающаяся после достижения максимума M в коленном суставе.

При постановке стопы на грунт активны мышцы-антагонисты голеностопного сустава, но после первой трети периода опоры продолжает свое сокращение лишь икроножная мышца. Кажется вполне обоснованным предположение И.М.Козлова (1966) о том, что напряжение передней большеберцовой мышцы обеспечивает коррекцию M в голеностопном суставе, направленного на сгибание стопы.

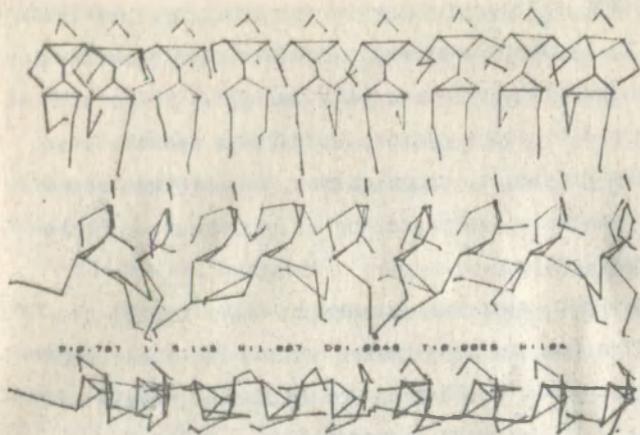
Наиболее интересным является факт развития положительного M в тазобедренном суставе, направленного на сгибание бедра. Из данных А.Е.Майского (1967) и В.С.Горожанина (1973) известно, что угол в тазобедренном суставе со второй половины периода опоры не увеличивается из-за анатомического ограничения

подвижности бедренной кости при разгибании, т.е. сустав, образно говоря, запирается. Возможно, это и является причиной создания положительного M . В то же время проявляется вторая вспышка активности двуглавой мышцы бедра, совпадающая с максимумом M в коленном суставе. Активность двусуставной икроножной мышцы не снижается, хотя M в голеностопном суставе достигает только половины своего экстремального значения. Напомним, что к этому времени прекратили работу разгибатели коленного сустава, угол в котором увеличивается так же, как и в голеностопном суставе.

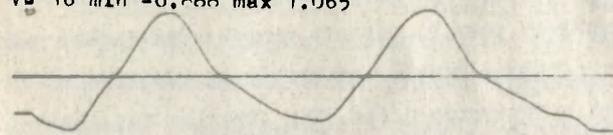
Механизм взаимодействия опорной ноги с грунтом. Его объяснение вытекает из всего вышеизложенного материала.

В фазе амортизации тазобедренный сустав активно выполняет функцию удержания туловища, силы инерции которого направлены вперед-вниз (фиг.2,3), и поддержания поступательной скорости, неизбежно снижающейся в начале периода опоры (фиг.5).

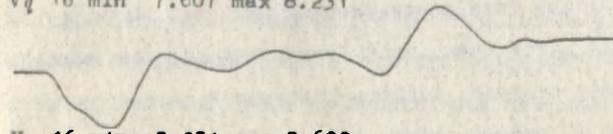
При отталкивании тазобедренный сустав механически запирается, чему содействует сокращение двуглавой мышцы бедра, т.е. момент силы, направленный на сгибание бедра, очевидно, в большей мере обусловлен сопротивлением костно-связочного аппарата сустава, по всей вероятности усиленный растяжением мощной подвздошно-поясничной мышцы - односуставного сгибателя бедра. Отметим, что поверхностным наложением электродов невозможно зарегистрировать активность подвздошно-поясничной мышцы, расположенной под другими мышцами и сухожилиями. Можно с уверенностью предполагать, что эта мышца, наряду со сгибателями позвоночника и мышцами брюшного пресса, обязана напрягаться, чтобы противодействовать силам инерции туловища,



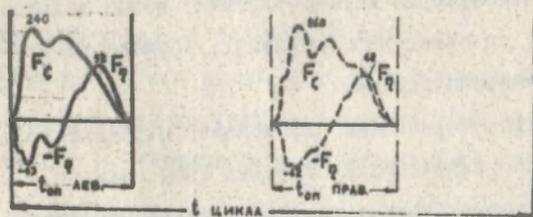
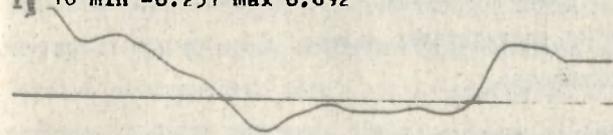
V_z 16 min -0.888 max 1.065



V_q 16 min 7.607 max 8.231



V_g 16 min -0.251 max 0.692



Фиг. 5. Графики скоростей ОЦМТ /испытумый Ф.Р./.
 Сверху вниз: вертикальная, продольная и
 поперечная составляющие (м/с).

направленным в фазе отталкивания вниз-назад (фиг.2,3). К окончанию отталкивания положительный момент в тазобедренном суставе снижается до нулевого значения. Возможно, это объясняется поясничным разгибанием туловища (А.В.Майский, 1967), что уменьшает натяжение связок в суставе вследствие наклона таза вперед. Во всяком случае, по нашим данным, позвоночник испытывает угловое ускорение, направленное на разгибание в последней трети периода спурь.

Икроножная мышца, выполняя функцию сгибания стопы, создает тягу в дистальном конце бедренной кости. Двуглавая мышца, содействуя заплранию тазобедренного сустава, создает тягу в проксимальном конце малой берцовой кости. В результате бедро и голень выполняют роль составного рычага. При этом, как следует из литературных данных, активны и другие двусоставные мышцы задней поверхности бедра. При довольно большом угле в коленном суставе тяга перечисленных мышц без участия разгибателей колена достаточна, чтобы при уменьшающемся моменте сил в дистальных суставах создать максимум F_{η} и еще значительные величины F_{ρ} реакции опоры. Этим и можно объяснить отсутствие активности разгибателей колена, т.к. их работа уже не является необходимостью.

Учитывая все рассмотренные характеристики, можно констатировать следующее об основных информативных, коррелируемых со скоростью бега элементах техники.

Уменьшение импульса торможения (продольное направление), которое происходит при увеличении экстремума силы реакции опоры за счет сокращения времени торможения, свидетельствует о меньшей потере скорости ОЦМТ спринтера. Это обусловлено

разгибательным моментом в тазобедренном суставе (ответственные мышцы-разгибатели бедра), т.к. моменты в дистальных суставах направлены против уменьшения углов в этих суставах.

Увеличение средней силы отталкивания (вертикальное направление) обусловлено уступающим усилием таза во фронтальной плоскости.

Увеличение импульса и средней силы отталкивания, а значит, и скорости O^1MT (продольное направление), обусловлено моментами сил в коленном и голеностопном суставах (ответственные мышцы - мышцы задней поверхности бедра и сгибатели голени).

Угловые кинематические характеристики. Исследование угловых скоростей и ускорений показало, что при увеличении скорости бега возрастает амплитуда угловых скоростей и ускорений звеньев ног в сагиттальной плоскости, в частности, ускорение бедер в начале их сведения, а также величина ускорения бедра маховой ноги, направленного на его отведение. Амплитуда скоростей и ускорений бедра во фронтальной плоскости не зависит от скорости бега. Ускорение бедра маховой ноги, направленное на его сгибание во время опоры контрлатеральной ноги, также не связано со скоростью бега. Это же относится и к величине угла, характеризующего максимум сгибания бедра и крайние его положения относительно поперечной оси.

Вместе с тем выяснилось, что с увеличением скорости бега возрастает средняя угловая скорость всей ноги в сагиттальной плоскости и уменьшается - во фронтальной (в периоде опоры).

Линейные кинематические характеристики. Выяснились очень высокие коэффициенты корреляции экстремумов и размаха скоростей центров масс звеньев ноги (вертикальная и продольная

составляющая) со скоростью бега ($r = 0,10-0,96$), что подтвердило высокую точность применявшихся методик. Экстремумы и размах скоростей в поперечном направлении оказались неинформативными.

В ы в о д ы

1. Наибольший вклад в вертикальную составляющую сил реакции опоры в момент первого ее экстремума вносят силы в центре масс туловища и опорной ноги, в момент второго экстремума - туловища и маховой ноги.

Наибольший вклад в продольную составляющую сил реакции опоры в моменты экстремумов торможения и отталкивания вносят инерционные силы в центре масс туловища и опорной ноги.

2. Первая половина фазы амортизации обеспечивается преимущественно моментом сил в голеностопном суставе (сокращены все мышцы ноги), во второй половине - моментами сил в коленном и голеностопном суставах при сокращении мышц-сгибателей стопы, прямой мышцы бедра и мышц задней поверхности бедра.

3. Отталкивание в значительной степени обеспечивается моментами сил в коленном и голеностопном суставах, направленными на увеличение углов в дистальных суставах ноги при сокращении мышц-сгибателей стопы и мышц задней поверхности бедра.

4. Момент силы в тазобедренном суставе в фазе амортизации направлен на сохранение поступательной скорости спринтера (активные разгибатели бедра), в фазе отталкивания - направлен на сгибание бедра, т.е. не обеспечивает отталкивание спринтера от опоры.

5. Исследование сил реакции опоры и движения общего центра масс тела спринтера показало, что при беге с постоянной

скорость всегда существует торможение тела спринтера в периоде опоры. С возрастанием скорости бега (анализ межиндивидуальных вариаций) увеличиваются абсолютные значения экстремумов продольной составляющей сил реакции опоры. При увеличении импульса и средней силы отталкивания уменьшается импульс силы торможения, что достигается благодаря сокращению времени торможения и приводит к уменьшению потерь поступательной скорости спринтера.

Рекомендации по использованию полученных фактов.

Некоторые данные уже сейчас можно использовать при контроле за совершенствованием техники бега с максимальной скоростью. При этом следует оценивать:

1. Форму кривой вертикальной и горизонтальной продольной составляющей сил реакции опоры. Первая должна приближаться к одновершинной форме, т.е. уменьшаться экстремум C и увеличиваться экстремум D (фиг.1). Вторая должна содержать уменьшающийся второй экстремум n_2' и увеличивающийся γ .

2. Время торможения и время опоры. Обе величины минимизируются.

3. Форму вектора сил. В фазе торможения (положение 3, фиг.1) вектор должен минимизироваться, в положении 4-6 не должно быть "петли", а поворот вектора назад должен минимизироваться.

При возможности срочной оценки площади под кривыми сил (импульса сил) можно более эффективно контролировать технику бега спринтеров. Накопление измеренных величин в течение длительного времени и их сравнение с применявшимися методами тренировок и данными врачебно-педагогического контроля даст

возможность индивидуализации тренировочного процесса.

По теме диссертации опубликованы следующие работы:

1. Применение стереофотостробоскопической съемки в исследованиях спортивных движений. Материалы конференции молодых ученых ЦОЛИФКа. М., 1974, стр.99-104.
2. Стробоскопическая стереофотограмметрия как метод регистрации биомеханических параметров движений человека. Тезисы докладов III Всесоюзного семинара-совещания "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений". М., 1974, стр.117-118. В соавторстве.
3. Применение двусторонней стереофотограмметрической съемки. Тезисы докладов научно-технической конференции по методам и приборам срочной информации в спорте. (Электроника и спорт - IY). М., 1975, стр.8-9. В соавторстве.
4. Электронное стробоскопическое устройство для стереофотограмметрических исследований движений. Тезисы докладов научно-технической конференции по методам и приборам срочной информации в спорте. (Электроника и спорт - IY). М., 1975, стр.85. В соавторстве.
5. Стробоскопическая стереофотосъемка движений конькобежцев. "Конькобежный спорт", Вып.2, М., 1975, стр.45-47. В соавторстве.
6. Применение билатеральной стробоскопической стереосъемки для измерения параметров движения человека. Тезисы докладов IV Всесоюзного семинара-совещания "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений". М., 1976, стр.156-157. В соавторстве.
7. На пути к решению обратной задачи динамики при

пространственном движении человека. Биомеханика. Труды Рижского научно-исследовательского института травматологии и ортопедии. Выпуск XIII, Рига, 1975, стр.537-548. В соавторстве.

8. Внутрициклические изменения кинематических параметров в спринтерском беге. Материалы конференции молодых ученых ЦОЛИФК, М., 1975, стр.162-164. В соавторстве.

9. Динамические характеристики пространственных локомоций человека. Тезисы докладов II Всесоюзной конференции "Проблемы биомеханики спорта", Киев, 1976, стр.7-8. В соавторстве.

10. Анализ взаимосвязи внутрицикловых кинематических характеристик в спринтерском беге. Тезисы докладов II Всесоюзной конференции "Проблемы биомеханики спорта", Киев, 1976, стр.85-86. В соавторстве.

Отдельные положения диссертации были доложены на:

1. III Всесоюзном семинаре-совещании "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений" в апреле 1974г.
2. Всесоюзной научно-технической конференции по методам и приборам срочной информации в спорте в ноябре 1975г.
3. IV Всесоюзном семинаре-совещании "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений" в мае 1976г.
4. Научной конференции кафедры биомеханики ЦОЛИФК в январе 1976г.
5. Научных семинарах по биомеханике в проблемной лаборатории ЦОЛИФК в марте 1976г.
6. Всесоюзной конференции тренеров по спринтерскому и барьерному бегу в сентябре 1977г.

