



Ю. В. Воронович
Д. А. Лавшук
В. И. Загревский

БИОМЕХАНИКА ТЯЖЕЛОАТЛЕТИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ

Монография

Могилев
Могилевский институт МВД
2016

Электронный аналог печатного издания

Ю. В. Воронович, Д. А. Лавшук, В. И. Загrevский

Биомеханика тяжелоатлетических упражнений

Монография

Могилев : Могилев. институт МВД, 2014. – 196 с. : ил.

ISBN 978-985-7088-21-8.

В монографии описана технология расчета кинематических и биодинамических характеристик техники рывка в тяжелой атлетике, полученных из материалов видеосъемки реальных спортивных движений. Все вычисления осуществлены на ПЭВМ.

Работа ориентирована на преподавателей биомеханики физических упражнений, научных работников, аспирантов, курсантов и может быть полезна студентам факультета физического воспитания педагогических институтов и университетов.

УДК 796.012
ББК 75

Биомеханика тяжелоатлетических упражнений [Электронный ресурс] : монография / Ю. В. Воронович, Д. А. Лавшук, В. И. Загrevский ; М-во внутр. дел Респ. Беларусь, учреждение образования «Могилевский институт Министерства внутренних дел Республики Беларусь». – Могилев : Могилев. институт МВД, 2016. – Режим доступа: http://www.institutemvd.by/images/NIO/Biomehanika_tiazheloatleticheskikh_uprazhneniy.pdf.

Ул. Крупской, 67, Могилев
тел. 8 (0222) 72 62 56
e-mail: rio@institutemvd.by
<http://www.institutemvd.by>

ISBN 978-985-7088-64-5
(on-line)

- © Учреждение образования «Могилевский институт Министерства внутренних дел Республики Беларусь», 2014
- © Учреждение образования «Могилевский институт Министерства внутренних дел Республики Беларусь», электронный аналог, 2016

ВВЕДЕНИЕ

Современный спорт предъявляет жесткие требования ко всем сторонам спортивной подготовки, в том числе и технической. В настоящее время большая часть исследований техники тяжелоатлетических упражнений проводится в условиях тренировки при подъеме штанги меньшего веса, чем атлет поднимает на соревнованиях [57]. Вместе с тем по мере уменьшения веса штанги изменяется траектория ее движения, характер усилий и другие биомеханические характеристики упражнения [39; 57; 98]. Следовательно, полученные данные искажают истинные параметры толчка и рывка, имеющие место при подъеме штанги (снаряда) предельного веса на соревнованиях. Именно эти данные представляют наибольший интерес для практики. Поэтому необходимо разрабатывать такие методы исследований, которые помогут предоставить необходимую информацию в кратчайший срок непосредственно после выполнения упражнения. Использование датчиков, которые можно установить на спортсмена либо на снаряд, ограничивается правилами соревнований. В этом случае оптимальный способ регистрации спортивных движений – использование бесконтактных методов, в частности видеосъемки. Обработка результатов видеорегистрации позволяет получить пространственные и временные характеристики движения. После этого, используя формульные зависимости, которые могут быть получены из законов движения, возможен численный расчет практически любой биомеханической характеристики движения спортсмена.

До недавнего времени получение оперативных данных о биомеханических характеристиках исследуемых упражнений сдерживалось рядом факторов, имеющих объективные причины. Выделим несколько из них.

Во-первых, процедура промера упражнения предполагает определение координат ключевых точек спортсмена на каждом кадре анализируемого видеоряда, число промеряемых точек может достигать 20, а число анализируемых кадров (даже при стандартной частоте съемки 25 кадров в секунду при длительности упражнения в несколько секунд) может измеряться несколькими сотнями. Следовательно, время ручного промера упражнения одной соревновательной попытки может достигать нескольких часов, что не позволяет вносить срочные коррективы в технику соревновательных упражнений.

Во-вторых, количественный биомеханический анализ предполагает вычисление большого числа разнообразных кинематических и динамических характеристик движения – несколько десятков показателей движения. Данные показатели необходимо вычислять на всей траектории биомеханической системы.

В-третьих, до недавнего момента отсутствовали как теоретические, так и практические сведения о биомеханических моделях в области анализа и синтеза движений спортсмена.

Таким образом, без использования средств компьютерной техники реализация количественного биомеханического анализа практически невозможна. Поэтому актуальна разработка таких программ, которые ускорят получение необходимых биомеханических характеристик для последующего биомеханического анализа.

Материал, представленный в данной работе, является результатом теоретических и экспериментальных исследований, проведенных на протяжении ряда лет на кафедре профессионально-прикладной физической подготовки Могилевского института Министерства внутренних дел Республики Беларусь и на кафедре теории и методики физического воспитания Могилевского государственного университета имени А.А. Кулешова.

В монографии наряду с описанием методики проведения компьютерного биомеханического анализа представлены результаты сравнительного количественного биомеханического анализа техники рывка в тяжелой атлетике с использованием средств вычислительной техники. Мы разработали компьютерные программы «Анализ» и «Промер».

В первой главе рассмотрены возможности использования методов моделирования в исследовании техники тяжелоатлетических упражнений, показаны варианты моделирования движений человека без управляющих воздействий и с управляющими воздействиями. В качестве примера приведена шестизвенная модель опорно-двигательного аппарата (далее – ОДА) тела человека, описаны основные этапы проведения биомеханического анализа и синтеза техники спортивных упражнений.

Вторая глава посвящена расчетным моделям анализа техники тяжелоатлетических упражнений, показана методика определения основных кинематических и динамических характеристик упражнений по результатам оптической регистрации движений, в частности, по результатам видеосъемки.

В третьей главе освещаются методики определения геометрии масс тела человека для N -звенной модели ОДА. Рассматриваются подходы по определению моментов инерции как сегментов тела, так и всей биомеханической системы.

Четвертая глава монографии посвящена теоретическим аспектам современной техники тяжелоатлетических упражнений, изложены методологические подходы к ее изучению, описана фазовая структура техники рывка и толчка, показаны общие основы техники выполнения тяжелоатлетического двоеборья.

В пятой главе показан практический пример применения методов моделирования в исследованиях техники тяжелоатлетических упражнений. Изложены результаты сравнительного биомеханического анализа основных кинематических и динамических характеристик техники рывка в тяжелой атлетике, полученные по результатам видеосъемки реальных спортивных движений. Расчет биомеханических характеристик осуществляется с помощью авторской компьютерной программы, разработанной на алгоритмическом языке Visual Basic.

Глава I

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ МОДЕЛИРОВАНИЯ В ИССЛЕДОВАНИИ ТЕХНИКИ СПОРТИВНЫХ УПРАЖНЕНИЙ

1.1 Понятие модели, моделирование

В современной литературе дается огромное количество определений модели. Модель (фр. *modèle*, от лат. *modulus* – «мера, аналог, образец») – это упрощенное представление реального устройства или протекающих в нем процессов, явлений [89].

Модель – это образ (условный или мысленный), план, график, описание, чертеж, схема чего-либо, определенная модель, находящаяся в некотором соответствии с изучаемым объектом и на определенном этапе в процессе исследования способная давать информацию о самом объекте [68].

Согласно В.Н. Селуянову, «модель – это естественный или искусственный, материальный или идеальный заменитель объекта, который имеет общие свойства с изучаемым объектом» [87, с. 65].

По определению, которое дает Б.А. Штофф, «модель – это мысленно представляемая или материально реализованная система, которая, отображая или воспроизводя объект исследования, способна замещать его так, что ее изучение дает нам новую информацию об этом объекте» [100, с. 93].

Из указанных определений становится понятно, что основной функцией модели является получение новой информации об изучаемом процессе или явлении, а задача моделирования – изучение объекта на основе создания и исследования его копии, замещающей оригинал с тех сторон, которые интересуют познание.

Моделирование всегда предполагает принятие допущений той или иной степени важности. При этом данная модель должна удовлетворять следующим требованиям:

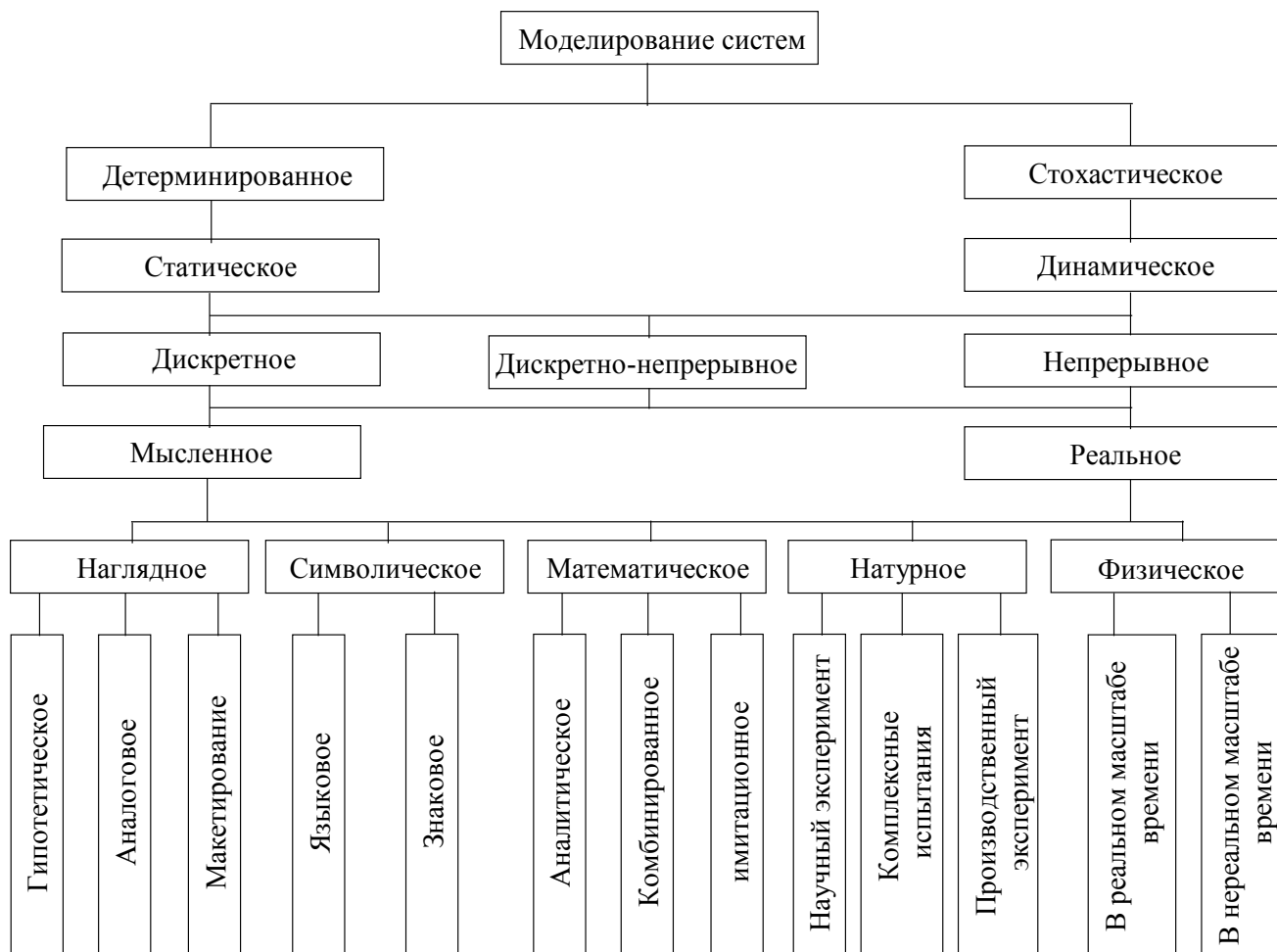
- точность, то есть степень совпадения полученных данных в процессе моделирования с данными заранее установленными;
- надежность модели, т. е. способность модели давать необходимую информацию вне зависимости от того, кто этой моделью пользуется;
- адекватность модели, т. е. соответствие модели исходной реальной системе и учет, прежде всего, наиболее важных качеств, связей и характеристик;
- универсальность модели, т. е. применимость модели к анализу ряда однотипных систем, что расширяет область применения модели для решения более широкого круга задач;
- целесообразность модели, т. е. точность получаемых результатов и общность решения задачи, которые должны увязываться с затратами на моделирование [19].

Основой всех видов моделирования является теория подобия, согласно которой два явления подобны, если по заданным характеристикам одного явления можно получить характеристики другого. Согласно этой теории, подобие возможно лишь при замене одного моделируемого объекта другим, точно таким же [70]. Следует отметить, что абсолютного подобия добиться практически невозможно, поэтому в зависимости от полноты модели выделяют следующие классы моделей: полные, неполные, приближенные.

На наш взгляд, такая классификация моделей не несет методологической нагрузки, которая позволила бы определить общую направленность моделируемого процесса в плане его содержательной и конструктивной сущности.

Существенно большей классификационной общностью обладает способ дифференцирования моделей, предложенный Б.Я. Советовым и С.А. Яковлевым [89]. Предлагаемая классификация (рисунок 1.1) доста-

точно системно объединяет различные виды моделирования и охватывает широкий спектр моделируемых процессов, объектов и явлений.



**Рисунок 1.1 – Классификация видов моделирования
(по Советову Б.Я., Яковлеву С.А.)**

По условиям и характеру изучаемых процессов в системе авторы классификационной схемы (рисунок 1.1) выделяют следующие виды моделирования:

1. Детерминированное моделирование, отображающее причинно-следственные связи и процессы, в которых отсутствуют любые случайные воздействия.
2. Стохастическое моделирование, которое отображает вероятностные процессы и события.
3. Статическое моделирование, которое описывает поведение объекта в какой-либо момент времени.

4. Динамическое моделирование, которое отражает эволюцию исследуемого объекта во времени.

5. Дискретное моделирование, служащее для описания процессов, которые предполагаются дискретными.

6. Непрерывное моделирование, которое отражает непрерывные процессы в системах.

7. Дискретно-непрерывное моделирование, которое используется для описания дискретных и непрерывных процессов в изучаемой системе.

В зависимости от назначения модели ее форма может быть различной: мысленные, реальные, материальные модели. Так, материальные модели могут быть представлены как в виде твердого тела (без деформации), так и с возможностью изменения его отдельных сегментов (деформируемые) [20].

Рассматривая модель в плане исследований движений человека, можно выделить моделирование физического характера и моделирование математического характера [90].

Физическое моделирование осуществляется на специальных установках, воспроизводящих природу явлений в двух масштабах времени:

- реальном;
- нереальном (исследуются так называемые «замороженные» процессы, фиксируемые в некоторый момент времени).

Математическое моделирование – процесс установления соответствия реальному объекту математического объекта, называемого математической моделью. Выделяют три вида математического моделирования [88; 89]:

- аналитическое моделирование – процесс функционирования элементов системы и системы в целом, который записывается в форме функциональных соотношений (алгебраических, интегро-дифференциальных, конечно-разностных);
- имитационное моделирование – моделирующий алгоритм воспроизводит процесс функционирования исследуемой системы во времени, что позволяет по исходным данным получать информацию о состоянии процесса в определенные моменты времени.

В настоящее время имитационное моделирование – наиболее эффективный, а часто и единственный доступный метод исследования больших систем. Имитационное моделирование на электронно-вычислительной машине (далее – ЭВМ) положено в основу структурного, алгоритмического и параметрического синтеза больших систем, которые являются оптимальными по некоторым критериям оценки эффективности;

- комбинированное моделирование (аналитико-имитационное) объединяет достоинства аналитического и имитационного моделирования.

В ходе математического моделирования в большинстве случаев используются механико-математические модели, позволяющие получить числовые данные необходимых кинематических и динамических характеристик спортивных упражнений [20; 17; 71].

Создание таких математических моделей базируется на теоретических знаниях об изучаемом двигательном действии и экспериментальных данных, полученных механико-электрическими и оптико-электронными методами.

В данном случае механико-математические модели представляют собой ОДА тела человека. В научных исследованиях общепринятым подходом при моделировании ОДА тела человека является представление его в виде системы твердых тел, связь между которыми осуществляется идеальными шарнирами различной конфигурации. Процесс моделирования в данном случае предполагает решение дифференциальных уравнений второго порядка. Модели такого типа использовались различными авторами для имитации спортивных упражнений [43; 44; 59; 25; 60; 1; 77; 45].

Данная биомеханическая модель в плане своих функций способна решать две задачи: анализ двигательного действия и синтез на основе заданных заранее наборов требуемых свойств.

1.2 Шестизвенная модель опорно-двигательного аппарата тела человека

Модель изучаемого объекта – это всегда некое упрощение, поэтому для модели всегда возникает вопрос проверки ее адекватности, иначе говоря, это проверка функционирования модели, которое совпадает с функционированием реально изучаемого объекта в тех аспектах, которые интересуют исследователя. Многочисленные исследования показали адекватность моделей ОДА тела человека в виде системы твердых тел, соединенных посредством идеальных шарниров. В этом случае модели различных движений отличаются числом рассматриваемых звеньев, которое определяется, прежде всего тем, в каких суставах спортсмена совершаются сгибательно-разгибательные действия. Так, для моделирования многих гимнастических упражнений, в частности, оборотовых упражнений на перекладине, достаточно прибегнуть к трехзвенной модели (руки, туловище и ноги), потому что сгибание осуществляется только в плечевых и тазобедренных суставах.

Для построения расчетных моделей анализа движений тяжелоатлета рассмотрим кинематическую схему шестизвенной модели ОДА тела человека (рисунок 1.2), в которой стопа – первое звено, голень – второе звено, бедро – третье звено, туловище с головой – четвертое звено, плечо – пятое звено, предплечье (вместе с удерживаемым спортсменом снарядом) – шестое звено.

С помощью данной модели можно исследовать кинематику и динамику техники тяжелоатлетических упражнений [21; 24; 26; 27].

На принятую модель наложены ограничения:

1. Звенья тела человека и гриф штанги считаются абсолютно твердыми телами.
2. Суставы, посредством которых звенья тела человека соединяются друг с другом, моделируются цилиндрическими шарнирами.
3. Трение в шарнирах отсутствует.

4. Центры масс (далее – ЦМ) звеньев модели расположены на прямой, соединяющей их оси вращения в шарнирах (на продольной оси звена).

5. Распределение масс внутри каждого звена неизменно.

6. Масс-инерционные характеристики звеньев модели совпадают с соответствующими среднестатистическими параметрами сегментов тела тяжелоатлета.

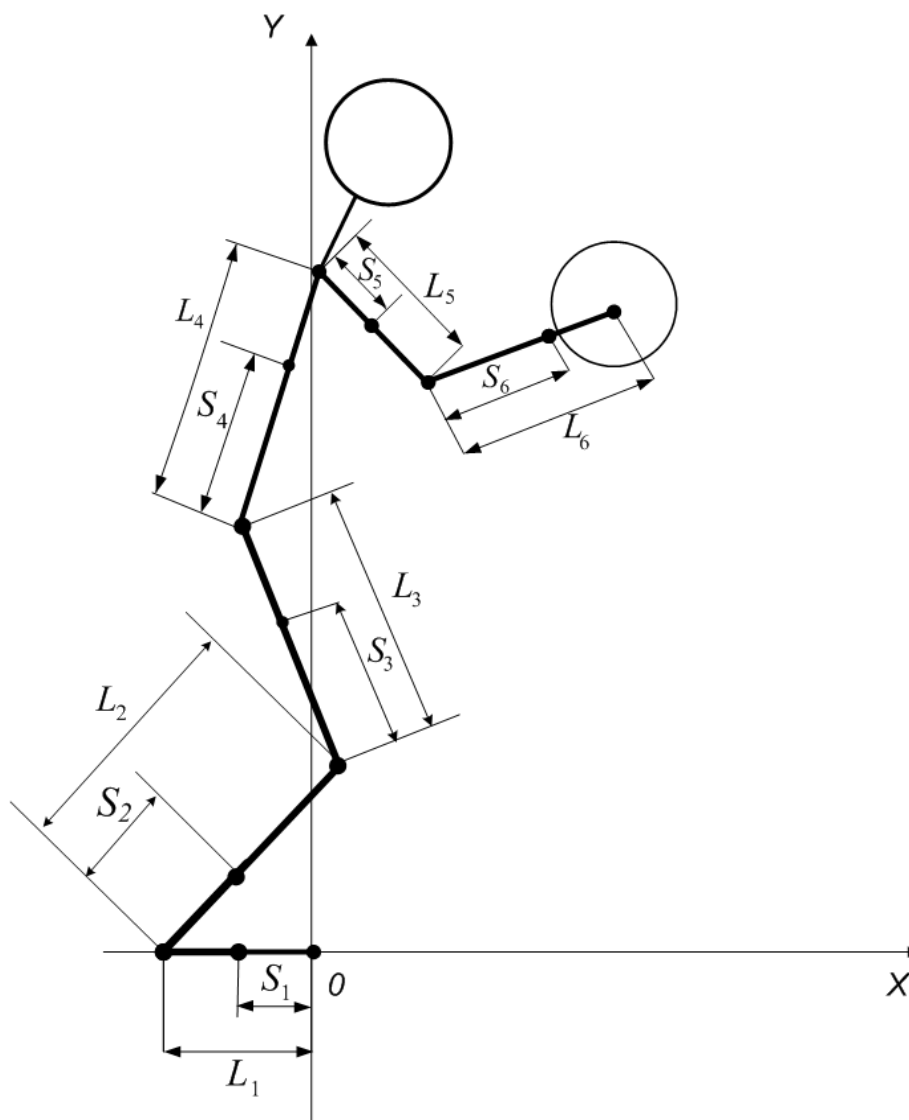


Рисунок 1.2 – Кинематическая схема шестизвенной модели ОДА тела человека

7. Звенья тела человека и гриф штанги считаются абсолютно твердыми телами.

8. Суставы, посредством которых звенья тела человека соединяются друг с другом, моделируются цилиндрическими шарнирами.

9. Трение в шарнирах отсутствует.
10. ЦМ звеньев модели расположены на прямой, соединяющей их оси вращения в шарнирах (на продольной оси звена).
11. Распределение масс внутри каждого звена неизменно.
12. Масс-инерционные характеристики звеньев модели совпадают с соответствующими среднестатистическими параметрами сегментов тела тяжелоатлета.

Введем в кинематическую схему модели обозначения:

L_1 – длина первого звена (стопа);

L_2 – длина второго звена (голень);

L_3 – длина третьего звена (бедро);

L_4 – длина четвертого звена (туловище);

L_5 – длина пятого звена (плечо);

L_6 – длина шестого звена (предплечье);

S_1 – расстояние от опоры до ЦМ стопы;

S_2 – расстояние от голеностопного сустава до центра масс голени;

S_3 – расстояние от коленного сустава до центра масс бедра;

S_4 – расстояние от тазобедренного сустава до ЦМ туловища;

S_5 – расстояние от плечевого сустава до центра масс предплечья;

S_6 – расстояние от локтевого сустава до центра штанги;

φ_1 – угол, образованный первым звеном с осью Ox ;

φ_2 – угол, образованный вторым звеном с осью Ox ;

φ_3 – угол, образованный третьим звеном с осью Ox ;

φ_4 – угол, образованный четвертым звеном с осью Ox ;

φ_5 – угол, образованный пятым звеном с осью Ox ;

φ_6 – угол, образованный шестым звеном с осью Ox .

Данная модель фактически является частным случаем неразветвленной биомеханической модели с произвольным количеством звеньев биосистемы. Введем буквенную индексацию для обозначения номера звена. При этом индекс может быть выражен, если это не оговорено заранее, любой буквой латинского алфавита. Например, запись $(X_i, X_j, X_z, \dots, X_s)$, означает совершенно одно и то же, т. е. элемент под номером, соответ-

ствующим буквенному индексу одномерного массива X . Для принятой модели имеем:

L_i – длина i -го звена;

S_i – расстояние от оси вращения i -го звена до его ЦМ;

φ_i – угол наклона i -го звена к оси Ox (обобщенные координаты i -го звена);

i – буквенный индекс, используемый для обозначения номера звена ($i=1, 2, \dots, N$);

N – количество звеньев модели.

В кинематическом анализе движений биомеханических систем необходимы сведения и о пространственно-временных характеристиках (угловых скоростях и угловых ускорениях звеньев тела спортсмена). С этой целью введем обозначения для первой и второй производной по времени от обобщенных координат для N -звенной модели биомеханической системы:

$\dot{\varphi}_i$ – угловая скорость i -го звена;

$\ddot{\varphi}_i$ – угловое ускорение i -го звена;

i – буквенный индекс, обозначающий номер звена.

В связи с тем, что за обобщенные координаты биомеханической системы приняты φ_i , то $\dot{\varphi}_i$ и $\ddot{\varphi}_i$ соответственно будут обозначать обобщенную скорость и обобщенное ускорение i -го звена.

Аналогично в буквенной индексации, распространяемой на N -звенную модель биомеханической системы, введем следующие идентификаторы для обозначения масс-инерционных характеристик звеньев биосистемы:

P_i – вес i -го звена;

m_i – масса i -го звена;

J_i – центральный момент инерции i -го звена;

i – буквенный индекс, обозначающий номер звена.

1.3 Моделирование движений без управляющих воздействий

В процессе выполнения спортивных упражнений на тело спортсмена действуют как внешние, так и внутренние, в частности, мышечные силы. Нахождение численных значений величины силы тяги мышц с помощью инструментальных методов исследования связано с существенными трудностями. Одним из подходов, позволяющим дать численную оценку развиваемых спортсменом мышечных усилий при выполнении спортивных упражнений, является аналитический расчет значений управляющих моментов мышечных сил в суставах. Для этого необходимы уравнения, описывающие ОДА спортсмена, в которые моменты мышечных сил будут входить в качестве параметров движения.

Рассмотрим естественное движение N -звенной биомеханической системы, т. е. такое движение, при котором движущийся объект не вырабатывает управляющих воздействий [54; 55].

Для биомеханической системы отсутствие управления означает, что в процессе выполнения спортивного упражнения величина управляющих моментов мышечных сил на рассматриваемом участке траектории равна нулю. То есть спортсмен выполняет упражнение, не реализуя силу тяги мышц в суставах. В аналитическом представлении в уравнениях движения это обстоятельство отражается в символической записи величины моментов мышечных сил во всех суставах спортсмена, равной нулю. Такое движение по классификации В.Г. Коренева (1974) относится к естественным движениям [56].

Дифференциальные уравнения движения такой системы можно записать в форме уравнений Лагранжа второго рода [15; 16; 51].

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{\varphi}_m} - \frac{\partial T}{\partial \varphi_m} = F_m, \quad (1.1)$$

где T – кинетическая энергия системы; φ_m – обобщенные координаты ($m=1, \dots, N$); $\dot{\varphi}_m$ – обобщенные скорости ($m=1, \dots, N$); F_m – обобщенные силы; N – число степеней свободы.

В качестве обобщенных координат возьмем углы наклона звеньев к оси Ox . Кинетическую энергию рассматриваемой биомеханической системы определим из формульного выражения [45]

$$T = \frac{1}{2} \left[\sum_{i=1}^n A_{ii} \dot{\varphi}_i^2 + 2 \sum_{i=1}^N A_{ij} \sum_{j=i+1}^N \dot{\varphi}_i \dot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_i) \right], \quad (1.2)$$

где A_{ij} – элементы матрицы динамических коэффициентов размером $N \times M$, определяемых через значения масс-инерционных характеристик звеньев модели:

- массы звеньев m_i ;
- длины звеньев L_i ;
- расстояния до центров масс звеньев S_i ;
- центральные моменты инерции звеньев J_i :

$$A_{ij} = \begin{cases} \delta_{ij} (J_i + m_i S_i^2) + m_j L_i S_j (1 - \delta_{ij}) + \sum_{k=j+1}^N m_k L_i L_k, & j \geq i, \\ A_{ji}, & j < i, \end{cases} \quad (1.3)$$

$$i = 1, \dots, N; \quad j = 1, \dots, N,$$

где δ_{ij} – символ Кронекера, который определяется как

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{если } i = j, \\ 0, & \text{если } i \neq j. \end{cases}$$

В рассматриваемой шестизвенной модели тяжелоатлета значения элементов матрицы определяются следующими формульными выражениями:

$$\begin{aligned} A_{11} &= J_1 + m_1 S_1^2 + L_1^2 (m_2 + m_3 + m_4 + m_5 + m_6); \\ A_{12} &= m_2 L_1 S_2 + L_1 L_2 (m_3 + m_4 + m_5 + m_6); \\ A_{13} &= m_3 L_1 S_3 + L_1 L_3 (m_4 + m_5 + m_6); \\ A_{14} &= m_4 L_1 S_4 + L_1 L_4 (m_5 + m_6); \\ A_{15} &= m_5 L_1 S_5 + L_1 L_5 m_6; \\ A_{16} &= m_6 L_1 S_6; \\ A_{22} &= J_2 + m_2 S_2^2 + L_2^2 (m_3 + m_4 + m_5 + m_6); \\ A_{23} &= m_3 L_2 S_3 + L_2 L_3 (m_4 + m_5 + m_6); \\ A_{24} &= m_4 L_2 S_4 + L_2 L_4 (m_5 + m_6); \end{aligned} \quad (1.4)$$

$$\begin{aligned}
A_{25} &= m_5 L_2 S_5 + L_2 L_5 m_6; \\
A_{26} &= m_6 L_2 S_6 + L_2 L_6; \\
A_{33} &= J_3 + m_3 S_3^2 + L_3^2 (m_4 + m_5 + m_6); \\
A_{34} &= m_4 L_3 S_4 + L_3 L_4 (m_5 + m_6); \\
A_{35} &= m_5 L_3 S_5 + L_3 L_5 m_6; \\
A_{36} &= m_6 L_3 S_6; \\
A_{44} &= J_4 + m_4 S_4^2 + L_4^2 (m_5 + m_6); \\
A_{45} &= m_5 L_4 S_5 + L_4 L_5 m_6; \\
A_{46} &= m_6 L_4 S_6; \\
A_{55} &= J_5 + m_5 S_5^2 + L_5^2 m_6; \\
A_{56} &= m_6 L_5 S_6; \\
A_{66} &= m_6 L_6 S_6.
\end{aligned}$$

Представление коэффициентов A_{ij} в форме (1.3) делает быстрой и легкодоступной развернутую запись элементов матрицы A_{ij} с любыми значениями индексов и позволяет автоматизировать процесс их формирования на ЭВМ, задав исходные данные по массивам: J, m, L, S .

Подставим формулу (1.2) в (1.1), дифференцируя в (1.1) по времени обобщенные координаты и обобщенные скорости, получим формульное представление дифференциального оператора Лагранжа

$$\sum_{j=1}^N A_{ij} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_i) - \sum_{j=1}^N A_{ij} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_i). \quad (1.5)$$

Правую часть уравнения движения определим на основании векторного равенства

$$F_v = \sum_{v=1}^N F_v \frac{\partial r_v}{\partial \varphi_i}, \quad (1.6)$$

где F_v – N -мерный вектор внешних сил, приложенный к ЦМ звеньев биомеханической системы; r_v – радиус-вектор ЦМ звеньев.

В декартовой системе координат с учетом уравнения на движение (1.6) определим обобщенные силы F_v

$$F_v = \sum_{v=1}^N \left[X_v \frac{\partial x_v}{\partial \varphi_i} + Y_v \frac{\partial y_v}{\partial \varphi_i} + Z_v \frac{\partial z_v}{\partial \varphi_i} \right]. \quad (1.7)$$

Так как внешней силой, приложенной к ЦМ звеньев тела, является сила тяжести, а X_v и Y_v равны нулю, то имеем

$$F_v = \sum_{v=1}^N Z_v \frac{\partial z_v}{\partial \varphi_i} = - \left(\sum_{k=i+1}^N P_k L_k + P_i S_i \right) \cos \varphi_i. \quad (1.8)$$

Введем обозначение

$$Y_i = \sum_{k=i}^n P_k L_k + P_i S_i. \quad (1.9)$$

Содержательный смысл коэффициентов Y_i заключается в том, что они представляют собой выражения для определения обобщенных сил в уравнениях Лагранжа. Как следует из формульного выражения (1.9), они определяются только масс-инерционными характеристиками звеньев тела. В частности, для шестизвенной биомеханической модели они имеют следующий вид:

$$\begin{aligned} Y_1 &= P_1 S_1 + L_1 (P_2 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6); \\ Y_2 &= P_2 S_2 + L_2 (P_3 + P_4 + P_5 + P_6); \\ Y_3 &= P_3 S_3 + L_3 (P_4 + P_5 + P_6); \\ Y_4 &= P_4 S_4 + L_4 (P_5 + P_6); \\ Y_5 &= P_5 S_5 + L_5 P_6; \\ Y_6 &= P_6 S_6. \end{aligned} \quad (1.10)$$

Запишем формульное выражение (1.9) в виде

$$F_i = - \sum_{i=1}^N Y_i \cos \varphi_i. \quad (1.11)$$

Таким образом, дифференциальные уравнения естественного движения N -звенной биомеханической модели в компактной записи имеют вид:

$$\begin{aligned} \sum_{j=1}^N A_{ij} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_i) - \sum_{j=1}^N A_{ij} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_i) + Y_i \cos \varphi_i = 0, \\ i = 1, \dots, N. \end{aligned} \quad (1.12)$$

Из записи (1.12) видно, что количество уравнений, определяющих движение биомеханической системы, равно количеству ее степеней свободы или числу звеньев модели, а численное значение буквенного индекса i соответствует номеру уравнения в системе уравнений.

Так, формульные выражения уравнений естественного движения неразветвленной шестизвенной модели биомеханической системы, представленные в форме уравнений Лагранжа второго рода, имеют вид:

В уравнениях движения (1.13) коэффициенты A_{ij} характеризуют масс-инерционный и кинематический компоненты отдельных звеньев биомеханической системы: массы (m_i), моменты инерции (J_i), длины (L_i) и положение ЦМ звеньев (S_i) на продольной оси звена. Таким образом, в численных значениях динамических коэффициентов звеньев биомеханической системы (A_{ij}) учитываются антропометрические особенности сегментов и звеньев ОДА тела спортсменов.

Уравнения движения биомеханической системы, записанные в форме (1.12), остаются верны для модели с любым числом звеньев. Структура уравнений такова, что делает их удобным для автоматизированного формирования на ЭВМ. В самом деле, коэффициенты Y_i формируются по обозначению (1.9) в виде цикла по k от $k=i+1$ до N . Левая же часть i -го уравнения системы (1.12) формируется в виде цикла по j от $j=1$ до N . Количество циклов определяется числом звеньев модели. Коэффициенты A_{ij} также вычисляются в автоматизированном режиме расчетных операций [43; 51].

Таким образом, уравнения, описывающие движение биомеханической системы и представленные в виде (1.12), позволяют формировать уравнения движения с помощью ЭВМ для произвольного количества звеньев модели.

1.4 Моделирование целенаправленных движений человека

Уравнения движения биомеханической системы, записанные в форме (1.12), являются уравнениями естественного движения, т. е. такими, в которые в качестве неизвестных функций времени включены обобщенные координаты. При этом подразумевается, что движущийся объект не вырабатывает управляющих воздействий. Иначе говоря, естественное движение можно рассматривать как неуправляемое движение, не преследующее достижение цели [54; 55; 56].

Движения человека являются целенаправленными, и в этой своей части они существенным образом отличаются от естественных движений.

Целенаправленные движения формируются при помощи особых сил, называемых управляемыми. С этой точки зрения, человек – самоуправляемая система, которая использует для управления движением вырабатываемые внутри системы мышечные силы.

В математической форме учет управляющих воздействий мышечных сил на биомеханику движения заключается во введении в правую часть уравнений естественного движения управляющих моментов мышечных сил в суставах (M_i), записываемых для i -го уравнения системы (1.12) в виде алгебраической суммы слагаемых $M_i - M_{i+1}$, где

$$M_{i+1} \neq 0, \quad \text{если } i < N \quad \text{и} \quad M_{i+1} = 0, \quad \text{если } i = N. \quad (1.14)$$

Включая алгебраическую сумму слагаемых (1.15) в правую часть уравнений (1.13), запишем уравнения целенаправленного движения N -звенной биомеханической системы в компактной форме

$$\sum_{i=1}^{\dots} A_{ij} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_i) - \sum_{i=1}^{\dots} A_{ij} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_i) + Y_i \cos \varphi_i = M_i - M_{i+1}. \quad (1.15)$$

Решить систему уравнений (1.13), (1.15) можно относительно как ее правой, так и левой частей. В первом случае необходимы данные о траекторных положениях звеньев тела спортсмена в процессе выполнения спортивных упражнений. Их можно получить по материалам оптической регистрации движений [23; 36; 35; 37]. Тогда, используя в качестве расчетной модели уравнения (1.15), определим величину управляющих моментов мышечных сил в суставах спортсмена, формирующих данное движение.

Как уже отмечалось, решить систему уравнений, описывающих целенаправленные движения человека, можно и относительно ее левой части. В частности, за исходные данные в этом случае можно принять обобщенные координаты и обобщенные скорости звеньев тела в начальный момент времени и представить в аналитическом виде или в форме заданной числовой последовательности закон изменения управляющих моментов мышечных сил по времени на всей траектории системы. Решение исходной системы уравнений с последующим интегрированием позволит получить на выходе траекторию движения моделируемой биомеханиче-

ской системы. Варьируя начальные условия движения и программный закон изменения управляющих моментов мышечных сил, получим различные варианты техники двигательных действий.

Следовательно, уравнения (1.15) представляют собой базовую математическую модель движения рассматриваемой N -звенной биомеханической системы, и она может быть использована как для анализа, так и для синтеза техники спортивных упражнений.

Определим построенную в форме системы дифференциальных уравнений (1.15) математическую модель движений человека в качестве *базовой математической модели движения биомеханической системы*. Анализ структуры уравнений базовой математической модели показывает, что разрешить исходную систему уравнений можно относительно как ее левой, так и правой частей. Это позволяет ставить и решать два класса задач биомеханики движений спортсмена.

Первая задача биомеханики (в классической механике она называется прямой) заключается в численном определении внешних и внутренних сил, действующих на тело спортсмена в процессе выполнения упражнений, в частности, и в определении количественных значений правой части уравнений (1.15) на всей траектории движения. Практически данная задача биомеханики сводится к вычислительным процедурам численного определения управляющих моментов мышечных сил в суставах спортсмена, реализующих траекторию реального движения. Решение этой задачи основано на применении в расчетных операциях базовой математической модели движения биомеханической системы, в которой в качестве исходных данных используются сведения о траекторных положениях звеньев тела исполнителей. Эту информацию можно получить по материалам оптической регистрации движений, например, после обработки материалов видеосъемки исследуемой группы упражнений. После считывания обобщенных координат объекта и их численного дифференцирования по времени находится левая часть уравнений (1.15), а следовательно, и численные значения управляющих моментов мышечных сил в суставах спортсмена в дискретные моменты времени. Дискретизация модели выполняется в соответствии с шагом оптической регистрации движений по времени.

Вторая задача противоположна первой и называется в механике обратной. Если при решении прямой задачи известными функциями являются обобщенные координаты биомеханической системы (известна траектория звеньев тела спортсмена), то при решении обратной задачи эту траекторию необходимо определить. Известными функциями в этом случае выступают:

- *начальные условия движения* биосистемы (обобщенные координаты и обобщенные скорости в начальный момент времени);
- *масс-инерционные характеристики* звеньев модели;
- *управляющие функции*, заданные на всей траектории системы.

Решение системы уравнений (1.15) и их численное интегрирование позволяют получить на каждом шаге интегрирования в качестве выходных данных численные значения обобщенных координат, обобщенных скоростей и обобщенных ускорений, а в конечном итоге – траекторию моделируемого двигательного действия.

1.5 Анализ и синтез как методы биомеханики

Биомеханика, как и любая другая наука, определяется своим предметом и методом. Проблема изучения моторного компонента двигательной деятельности человека до сих пор окончательно не решена, многие вопросы как теоретического плана, так и прикладной направленности еще ждут своего решения. Качественный скачок в накоплении новых знаний в этой области будет зависеть, прежде всего, от развития методов биомеханики.

Традиционно в биомеханике выделяют два метода – анализ и синтез.

Анализ – метод научного познания, в основу которого входит процедура мысленного или реального расчленения предмета на составляющие его части. Цель расчленения – переход от изучения целого к изучению его частей и осуществление путем абстрагирования от связи частей друг с другом.

Анализ – органичная составная часть всякого научного исследования, являющаяся обычно его первой стадией, когда исследователь перехо-

дит от нерасчлененного описания изучаемого объекта к выявлению его строения, состава, а также его свойств и признаков [10].

В.Б. Коренберг [53] выделяет три основные формы биомеханического анализа:

1. Количественный биомеханический анализ:

а) точный – с использованием точных данных различных приборов измерения;

б) приближенный – с упрощенной обработкой и использованием сравнительно грубых данных различных приборных измерений с учетом наиболее весомых факторов.

2. Качественный биомеханический анализ:

а) углубленный – с тщательным исследованием материалов приборных измерений с привлечением логических построений, включающих данные смежных наук;

б) основной – то же, что и при углубленном анализе, но без данных приборных измерений;

в) упрощенный – с использованием грубых оценок с учетом лишь решающих факторов.

3. Педагогический анализ – без существенного применения биомеханики.

В результате автор делает вывод о том, что точный количественный биомеханический анализ выполнения упражнения представляет собой мощный, но сложный, громоздкий инструмент специальных исследований. Применение его в учебно-тренировочном процессе целесообразно лишь в отдельных случаях. В целом соглашаясь с автором, отметим, что на современном этапе развития вычислительной техники и средств измерений появилась возможность более широко использовать количественный биомеханический анализ.

Согласно концепции А.Н. Лапутина [61], схема биомеханического анализа физического упражнения должна состоять из следующих этапов:

1. Установить точное название упражнения, соответствующее принятой спортивно-педагогической и функционально-анатомической терминологии.

2. Определить конкретную цель (или цели) биомеханического анализа.

3. Подобрать методы исследования для решения отдельных задач работы.

4. Определить основные доступные в биомеханическом исследовании анатомо-физиологические системы организма спортсмена в двигательном аппарате.

5. Определить механические характеристики движения.

6. Проанализировать внутреннюю связь между однотипными характеристиками движений, а так же связь между анатомо-физиологическими, с одной стороны, и механико-математическими характеристиками, с другой, при помощи методов математической статистики. На основании анализа сделать соответствующие выводы по оценке упражнения.

Д.Д. Донской и В.М. Зациорский предлагают при изучении движения учитывать неразрывные задачи биомеханики (общую и частные) [32]. Под общей задачей авторы понимают оценку эффективности приложения сил для более совершенного достижения поставленной цели движения. Частные задачи биомеханики спорта состоят в изучении следующих основных вопросов: а) строение, свойства и двигательные функции тела спортсмена; б) рациональная спортивная техника; в) техническое совершенствование спортсмена.

Согласно В.Л. Уткину [94], процедура анализа двигательной деятельности (биомеханического анализа) состоит из следующих этапов:

а) изучение внешней картины двигательной деятельности;

б) выяснение причин, вызывающих и изменяющих движения;

в) определение топографии работающих мышц;

г) определение энергетических затрат и того, на сколько целесообразно расходуется энергия работающих мышц;

д) выявление оптимальных двигательных режимов (наилучшей техники двигательных действий и наилучшей тактики двигательной деятельности) осуществляется на заключительном этапе биомеханического анализа.

Обобщая вышерассмотренные подходы к определению биомеханического анализа, выделим следующие этапы при его проведении [41; 42]:

1. Определение характеристик. По биомеханическим характеристикам движений судят об их выполнении. Эти характеристики регистрируют, данные регистрации обрабатывают, сопоставляют, анализируют.

2. Установление двигательного состава. Основываясь на проанализированные биомеханические характеристики, определяют *элементы* движений:

- *Главные и корректирующие управляющие движения* (суставные движения звеньев и систем звеньев);
- *Динамическая осанка* – движение с сохранением позы спортсмена;
- *Фазы движений* (временная форма организации элементов двигательного действия).

Устанавливают из каких положений и в каких суставах выполняется движение, в каких направлениях и с какой амплитудой, какова последовательность и согласованность сгибательно-разгибательных движений спортсмена в суставах в пространстве и во времени. Иначе говоря, определяют внешнюю картину движения в целом.

Параллельно вычленяют и составные части движений звеньев:

- *Подготовительная фаза*;
- *Рабочая фаза*;
- *Заключительная фаза*.

3. Анализ структуры движений. Установив состав движений, основное внимание переключают на установление *структуры* движений (способ взаимодействия элементов и подсистем системы):

- *Кинематическая структура* (пространственная, временная, пространственно-временная, ритмическая, фазовая, координационная);
- *Динамическая структура* (силовая, энергетическая, инерционная);
- *Вещественная структура* (анатомическая – ОДА тела человека);
- *Управляющая структура* (информационная, сенсорная, психологическая, эффекторная).

4. Оценка эффективности движений. Устанавливают, насколько успешно решена двигательная задача, насколько рационально достигнута цель движения.

В настоящее время запросы практики спортивной деятельности требуют принципиально иного подхода в области теории построения движений. Не достаточно ограничиваться анализом уже известных форм движения, а необходимо разрабатывать технику упражнений с заранее заданными качествами и свойствами. На решение поставленной задачи выходит синтез техники спортивных упражнений.

Синтез – это метод научного познания, в основу которого входит процедура соединения различных элементов предмета в единое целое, систему, без чего невозможно действительно научное познание этого предмета. Синтез выступает не как метод конструирования целого, а как метод представления целого в форме единства знаний, полученных с помощью анализа. В синтезе происходит не просто объединение, а обобщение аналитически выделенных и изученных особенностей объекта. Положения, получаемые в результате синтеза, включаются в теорию объекта, которая, обогащаясь и уточняясь, определяет пути нового научного поиска [42; 44].

Технологию использования математических моделей движений спортсменов с целью совершенствования технических действий спортсменов можно представить следующей методологической цепочкой [22; 77]:

1) *Построение математической модели.* Имитационное моделирование является наиболее эффективным, а зачастую и единственным методом исследования сложных систем, к которым относятся и биомеханические системы. Задача исследователя – определить степень упрощения реальной моделируемой системы, иначе говоря, уровень абстракции. Если рассматривать тело человека только как механическую систему, то уже на данном уровне абстракции необходимо ответить на вопросы о числе звеньев модели, ее разветвленности, т. е. плоскостная это или пространственная модель. На текущем этапе исследований представляется проблематичным создание универсальной математической модели синтеза произвольных пространственных движений спортсмена, которая могла бы опи-

сать весь класс спортивных движений. Однако модели, позволяющие описать определенные подклассы движений, уже разработаны.

В зависимости от способа задания управляющих функций и моделирующего их алгоритма управления движением, математическая модель движения биомеханической системы трансформируется в подкласс конструктивных математических моделей синтеза целенаправленных движений человека.

Управляющие воздействия биомеханической системы формируются на двух уровнях: 1) кинематический уровень формирования программного управления, если управляющие функции заданы в форме кинематических характеристик; 2) динамический уровень формирования программного управления при задании управляющих функций в форме управляющих моментов мышечных сил.

Соответственно это определяет два класса конструктивных математических моделей. Выделяя в качестве кинематического управления суставные углы спортсмена на всей траектории движения, уравнения трансформируются в следующую математическую модель:

$$\ddot{\varphi}_1 = \frac{M_1 - \sum_{i=1}^N [Y_i \cos \varphi_i + \sum_{j=2}^N A_{ij} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_i) - \sum_{k=1}^N A_{i,k} \dot{\varphi}_k^2 \sin(\varphi_k - \varphi_i)]}{\sum_{i=1}^N A_{i,1} \cos(\varphi_1 - \varphi_i)}, \quad (1.16)$$

$$\ddot{\varphi}_i = \ddot{\varphi}_1 + \sum_{z=1}^{i-1} \ddot{u}_z,$$

где $i=2, 3, \dots, N$; $u_i = \varphi_{i+1} - \varphi_i$ – суставные углы исполнителя.

Второй класс уравнений получим, если в качестве управления принимаются значения моментов мышечных сил на всей траектории движения.

Записав уравнения (1.15) в нормальном виде и приняв обозначения

$$\dot{A} = \|A_{ij} \cos(\varphi_j - \varphi_i)\|, \quad f = \left\| \sum_{j=1}^N A_{ij} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_i) - Y_i \cos \varphi_i + M_i - M_{i+1} \right\|,$$

получим следующую математическую модель

$$\ddot{\varphi} = A^{-1} f, \quad (1.17)$$

где A^{-1} – обратная матрица по отношению к исходной матрице A .

2) *Организация вычислительного эксперимента – выбор адекватных численных алгоритмов решения уравнений.* Математическая модель позволяет определить положение спортсмена в любой момент времени. Для этого необходимо решить систему дифференциальных уравнений. Аналитическое решение данной системы не всегда возможно, поэтому необходимо воспользоваться численными методами решения дифференциальных уравнений. На данном этапе исследования необходимо определиться с методами решения, потому что от их корректности зависит и точность решения уравнения, и адекватность результатов моделирования реальным движениям. На современном этапе развития вычислительных алгоритмов наиболее часто используется метод интегрирования Рунге-Кутты четвертого порядка точности.

3) *Создание компьютерной программы.* Конечно, для вычисления биомеханических характеристик движений с использованием разработанных математических моделей возможно использование специализированных математических пакетов. Однако данный способ, на наш взгляд, неприемлем с точки зрения эффективности использования имитационного моделирования. Возможно использование таких программ широким кругом пользователей, в том числе тренерами, спортсменами, студентами, которые в случае создания конечного программного продукта позволят в удобной форме задать начальные условия моделирования и предоставить развитые средства анализа расчетных биомеханических характеристик. В этом случае моделировать спортивные движения сможет лишь специалист, обладающий серьезной математической подготовкой, которые.

4) *Собственно вычислительный эксперимент на ЭВМ.* Можно выделить две фазы вычислительных экспериментов. Первая фаза – предварительный вычислительный эксперимент, направлен на решение задачи проверки адекватности и корректности созданных моделей и программ. Созданные математические модели и компьютерные программы должны быть проверены на адекватность реальным спортивным движениям. После создания программы для разных исполнителей следует построить траектории с данными регистрации движений и сравнить их результаты с ре-

зультатами имитационного моделирования. После данной процедуры возможно применение разработанных моделей и программ для дальнейших исследований.

Кроме того, формализация движений спортсмена посредством математической модели позволяет использовать методы теории оптимизации для поиска оптимального управления. В зависимости от способа задания управляющих функций (кинематического либо динамического) возможно применение оптимизационных процедур как через поиск оптимальных моментов мышечных сил спортсмена, так и в пространстве кинематического управления, например, по суставным углам спортсмена.

Глава II

РАСЧЕТНЫЕ МОДЕЛИ АНАЛИЗА ТЕХНИКИ ТЯЖЕЛОАТЛЕТИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ

2.1 Координаты точки, тела, системы тел

Механическое движение тел – это их перемещение в пространстве с течением времени. Соответственно, для определения механического состояния и его изменения необходимо, прежде всего, оперировать такими характеристиками, которые позволяют указать положение тела в пространстве и времени.

Пространственное положение объекта может быть определено только по отношению к другому телу. Основным способом задания положения объекта является метод координат. В этом случае с выбранным заранее телом отсчета связывается определенная система координат, задаваемая началом отсчета и осями координат. Для числового определения координат выбирается длина единичного отрезка вдоль каждой из осей.

В связи с тем, что при исследовании техники тяжелоатлетических упражнений обработка материалов оптической регистрации движений заключается в выполнении «промера» с последующим считыванием координат суставов, необходимо рассмотреть некоторый материал из аналитической геометрии по определению координат точки. Для простоты изложения остановимся на определении координат на плоскости. Следует описать процедуру определения не только декартовых (прямоугольных) координат, но и полярных координат. Данный факт обусловлен тем, что при описании движения связанной системы тел, которую представляет биомеханическая система, гораздо удобнее использовать именно полярную систему координат.

В прямоугольной системе координат положение точки на плоскости определяется параллельными (контравариантными) координатами (рисунок 2.1).

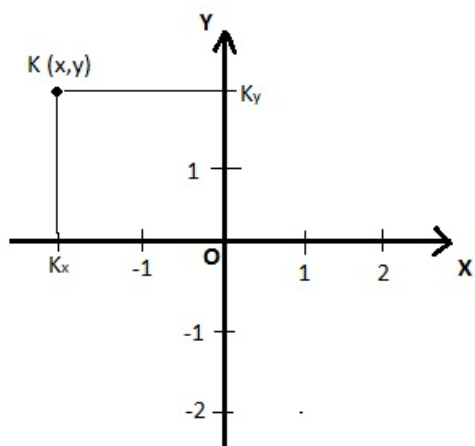


Рисунок 2.1 – Прямоугольные координаты точки на плоскости

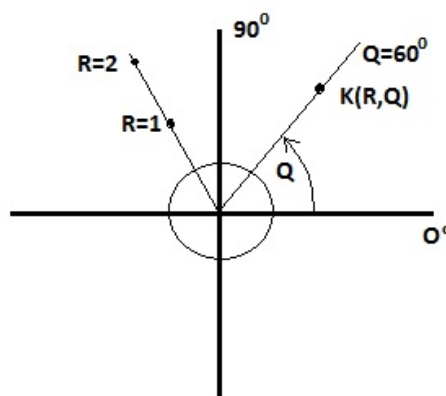


Рисунок 2.2 – Полярные координаты точки

Для точки K прямоугольными координатами будут являться длины проекций отрезка KO на координатные оси избранной системы координат. Знак координаты определяется номером квадранта, в котором расположена эта точка (таблица 2.1).

Таблица 2.1 – Знаки координат в зависимости от номера квадранта

N	X	Y
1	+	+
2	-	+
3	-	-
4	+	-

Итак, в прямоугольной системе координат каждой точке плоскости можно поставить в соответствие пару чисел – координаты этой точки относительно заданной координатной системы. Положение точки K с абсциссой K_x и ординатой K_y сокращенно записывается в виде $K(x, y)$.

Любое механическое движение можно представить как композицию двух видов движения – поступательного и вращательного. Причем движение тела спортсмена как движение многозвенного механизма всегда будет включать в себя вращательную компоненту. И если в поступательном движении любая прямая, связанная с движущимся объектом, остается параллельной самой себе, то вращательное движение характеризуется осью вращения и углом поворота относительно этой оси. Для характеристик угловых перемещений тела удобно пользоваться полярной системой коор-

динат (рисунок 2.2). В этом случае полярные координаты точки K определяются полярным радиусом R (или расстоянием от K до полюса O) и полярным углом Q между полярной осью и лучом, соединяющим полюс с точкой K . Положение точки K в полярных координатах записывается в виде $K(R, Q)$. При отсчете полярного угла от полярной оси против движения часовой стрелки полярный угол считается положительным и отрицательным при отсчете в противоположном направлении. Итак, положение тела на плоскости в полярной системе координат определяется двумя числами – полярным углом и полярным радиусом [72; 75].

Укажем формулы, с помощью которых возможен переход от декартовых прямоугольных координат к полярным и наоборот. Пусть полярная ось полярной системы координат совпадает с осью абсцисс декартовой системы координат, а полюс – с началом декартовой системы. Тогда точка K в декартовой системе координат, имеющая в этих двух системах координаты $K(R, Q)$ и $K(x, y)$, будет иметь в другой системе следующие координаты:

$$X = R \cos Q, \quad Y = R \sin Q. \quad (2.1)$$

В полярной системе координат обратный переход от декартовых к полярным координатам осуществляется следующими формулами:

$$R = \sqrt{x^2 + y^2}, Q = \begin{cases} 90^\circ & \text{если } x = 0, y > 0; \\ 270^\circ & \text{если } x = 0, y \leq 0; \\ 180^\circ + \operatorname{arctg}(y/x), & \text{если } x < 0; \\ 360^\circ + \operatorname{arctg}(y/x), & \text{если } x > 0, y < 0; \\ \operatorname{arctg}(y/x), & \text{если } x > 0, y > 0; \end{cases} \quad (2.2)$$

Формулы перехода от одной системы координат к другой весьма активно используются при обработке результатов оптической регистрации. Традиционно в качестве исходных координат считаются прямоугольные координаты суставов спортсмена. В дальнейшем необходимо рассчитать такие характеристики, как длина радиуса-вектора общего центра масс тела, величины и направления скорости его перемещения, вектора силы реакции связи в суставах и т. д.

Как отмечалось выше, для определения координат точки достаточно задать одну неподвижную систему координат. Для определения координат тела можно использовать два подхода:

1) определять координаты точек тела в заранее заданной неподвижной системе координат;

2) определять в неподвижной системе координат координаты только одной точки тела, а координаты других точек – относительно этой точки. В этом случае мы рассматриваем две системы координат: одну – неподвижную, другую – подвижную, связанную с заранее избранной точкой на теле.

Выбор способа задания координат определяется простотой нахождения данных координат. Необходимо указать правила перехода от одного способа определения координат в другой. Для простоты изложения рассмотрим случай плоскопараллельного движения, т. е. такое движение тела, при котором траектории всех его точек лежат в параллельных плоскостях. Пусть Oxy – неподвижная система координат, совпадающая с плоскостью движения тела, а Cx_1y_1 – жестко связанная с телом подвижная система координат (рисунок 2.3).

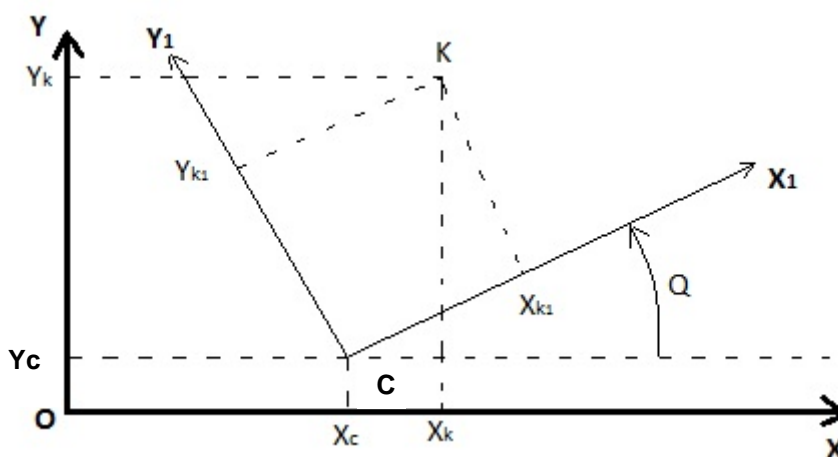


Рисунок 2.3 – Подвижная и неподвижная системы координат

Относительно неподвижной системы координат тело может совершать движение в следующих направлениях:

- *поступательном* вдоль осей Ox и Oy ;
- *вращательном* в плоскости Oxy .

Таким образом, свободное движение тела в плоскопараллельном движении имеет три степени свободы, и его положение на плоскости Oxy можно задать тремя координатами. За эти координаты можно принять две координаты: начало подвижной системы координат, которые обозначим через X_c и Y_c , и угол Q , образованный осями подвижной и неподвижной системы координат.

Рассмотрим на теле другую, отличную от C , точку K , координатами которой в системе Oxy будут значения X_k и Y_k , а в системе Cx_1y_1 , связанной с телом, – X_{k_1} и Y_{k_1} .

Между координатами точки K в подвижной и неподвижной системах существуют следующие соотношения:

1. По известным координатам точки K в неподвижной системе координат определяются координаты этой же точки в подвижной системе

$$\begin{aligned} Y_{k_1} &= (Y_k - Y_c) \cos Q - (X_k - X_c) \sin Q, \\ X_{k_1} &= (Y_k - Y_c) \sin Q + (X_k - X_c) \cos Q. \end{aligned} \quad (2.3)$$

2. По известным координатам точки K в подвижной системе координат определяются координаты этой точки в неподвижной системе

$$\begin{aligned} Y_k &= Y_c + Y_{k_1} \cos Q + X_{k_1} \sin Q, \\ X_k &= X_c - Y_{k_1} \sin Q + X_{k_1} \cos Q. \end{aligned} \quad (2.4)$$

Формулы (2.3), (2.4) являются уравнениями преобразования плоских декартовых координат, которые называются в математике ортогональным преобразованием. В механике эти уравнения фактически определяют всю кинематику твердого тела, т. к. на их основе определяются и скорости, и ускорения точек тела.

Уравнения существенно упрощаются, если точку K расположить на оси абсцисс подвижной системы координат, предположим, на расстоянии L от ее начала. В этом случае формулы преобразований принимают следующий вид:

1. *Прямая зависимость*

$$Y_{k_1} = 0, X_{k_1} = L. \quad (2.5)$$

2. *Обратная зависимость*

$$Y_k = Y_c + L \sin Q, X_k = X_c + L \cos Q. \quad (2.6)$$

Если координаты начала подвижной системы координат и угол заданы в виде функций времени, то ортогональное преобразование определяет траекторию любого из возможных значений координат тела. В случае если на движение тела не наложено никаких ограничений, то оно называется свободным, например, движение тела, брошенного под углом к горизонту. При наложении же определенных ограничений на кинематику тела речь идет о связанных движениях. Например, при движении физического маятника траектория любой из его точек ограничена радиусом вращения, траектория движения точек биомеханической системы также ограничена длинами звеньев тела и анатомическими особенностями строения суставов.

Ограничения на свободное движение тел называются связями. Формализация связей – это описание ограничений на свободное движение в виде математических уравнений.

Если рассматривается плоскопараллельное движение нескольких твердых тел, то конструктивно связь между ними можно задать с помощью хорошо известного в механике простого цилиндрического шарнира, т. к. такое соединение допускает вращательное движение соединенных между собой тел только в одной плоскости. Основная особенность подобной связи состоит в том, что центр шарнира остается неподвижным как для первого, так и для второго из соединенных тел. Рассмотрим, каким образом можно формализовать конструктивную связь в виде цилиндрического шарнира на примере шестизвенной модели спортсмена.

Допустим, что мы имеем свободную систему из шести тел, не соединенных между собой. Как было показано ранее, для каждого из шести звеньев можно ввести координаты, характеризующие его положение на плоскости (рисунок 2.4).

Припишем каждому порядковому номеру звена соответствующий цифровой индекс. Однотипные элементы каждого звена обозначим одной и той же буквой с цифровым индексом, соответствующим номеру звена. Примем следующие обозначения:

$C_1x_1y_1$ – подвижная система координат, связанная с первым телом;

$C_2x_2y_2$ – подвижная система координат, связанная со вторым телом;

$C_3x_3y_3$ – подвижная система координат, связанная с третьим телом;
 $C_4x_4y_4$ – подвижная система координат, связанная с четвертым телом;
 $C_5x_5y_5$ – подвижная система координат, связанная с пятым телом;
 $C_6x_6y_6$ – подвижная система координат, связанная с шестым телом;
 $Q_1, Q_2, Q_3, Q_4, Q_5, Q_6$ – углы наклона оси абсцисс первой, второй, третьей, четвертой, пятой, шестой подвижных систем координат к оси абсцисс неподвижной системы координат;

$XC_1, XC_2, XC_3, XC_4, XC_5, XC_6$ – координаты по оси Ox в неподвижной системе координат начала подвижных систем координат соответственно для первого, второго, третьего, четвертого, пятого, шестого звена;

$YC_1, YC_2, YC_3, YC_4, YC_5, YC_6$ – координаты по оси Oy в неподвижной системе координат начала подвижных систем координат соответственно для первого, второго, третьего, четвертого, пятого, шестого звена.

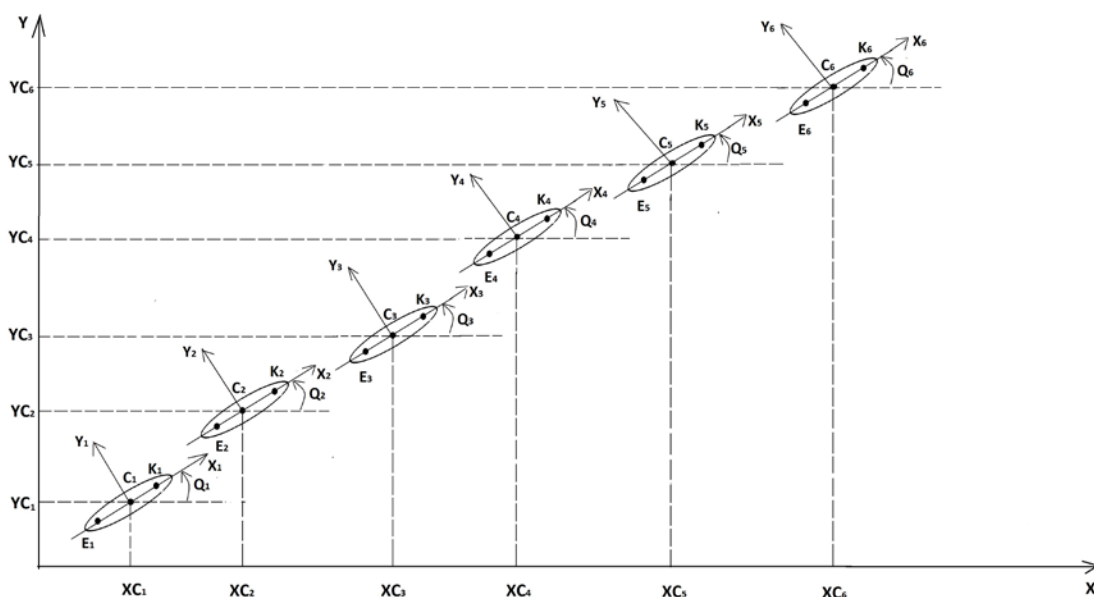


Рисунок 2.4 – Свободная система из шести опорных тел

Причем эти начала подвижных систем координат расположим так, чтобы они совпадали с ЦМ каждого звена.

На осях абсцисс подвижных систем координат отметим для каждого звена по две точки $E_1, K_1; E_2, K_2; E_3, K_3; E_4, K_4; E_5, K_5; E_6, K_6$, изображающие оси цилиндрических шарниров. Следовательно, при соединении тел в шестизвенную систему должны совпадать точки K_1 и E_2 , K_2 и E_3 , K_3 и E_4 , K_4 и E_5 , K_5 и E_6 . Предположим:

$$E_1K_1 = L_1, E_2K_2 = L_2, E_3K_3 = L_3, E_4K_4 = L_4, E_5K_5 = L_5, E_6K_6 = L_6,$$

$$E_1C_1 = S_1, E_2C_2 = S_2, E_3C_3 = S_3, E_4C_4 = S_4, E_5C_5 = S_5, E_6C_6 = S_6.$$

Тогда для рассматриваемой модели из шести звеньев Li представляет собой длину i -го звена, а Si – расстояние от точки соединения звена с предыдущим звеном (для первого звена такой точкой выступает точка на оси вращения, ближайшая к началу неподвижной координат) до ЦМ.

Запишем в развернутой записи координаты отмеченных на звеньях точек до соединения звеньев в связанную систему. Воспользовавшись тем, что по условию оси шарниров расположены на осях подвижных систем координат, выполним ортогональное преобразование для этих точек по формулам (2.6):

$$\begin{aligned} YK_1 &= YC_1 + (L_1 - S_1) \sin Q_1, & YE_1 &= YC_1 - S_1 \sin Q_1, \\ XK_1 &= XC_1 + (L_1 - S_1) \cos Q_1, & XE_1 &= XC_1 - S_1 \cos Q_1; \\ YK_2 &= YC_2 + (L_2 - S_2) \sin Q_2, & YE_2 &= YC_2 - S_2 \sin Q_2, \\ XK_2 &= XC_2 + (L_2 - S_2) \cos Q_2, & XE_2 &= XC_2 - S_2 \cos Q_2; \\ YK_3 &= YC_3 + (L_3 - S_3) \sin Q_3, & YE_3 &= YC_3 - S_3 \sin Q_3, \\ XK_3 &= XC_3 + (L_3 - S_3) \cos Q_3, & XE_3 &= XC_3 - S_3 \cos Q_3; \\ YK_4 &= YC_4 + (L_4 - S_4) \sin Q_4, & YE_4 &= YC_4 - S_4 \sin Q_4, \\ XK_4 &= XC_4 + (L_4 - S_4) \cos Q_4, & XE_4 &= XC_4 - S_4 \cos Q_4; \\ YK_5 &= YC_5 + (L_5 - S_5) \sin Q_5, & YE_5 &= YC_5 - S_5 \sin Q_5, \\ XK_5 &= XC_5 + (L_5 - S_5) \cos Q_5, & XE_5 &= XC_5 - S_5 \cos Q_5; \\ YK_6 &= YC_6 + (L_6 - S_6) \sin Q_6, & YE_6 &= YC_6 - S_6 \sin Q_6, \\ XK_6 &= XC_6 + (L_6 - S_6) \cos Q_6, & XE_6 &= XC_6 - S_6 \cos Q_6. \end{aligned} \tag{2.7}$$

Мы сознательно записали уравнения для всех шести звеньев в развернутом виде. Громоздкость данных выкладок не вызывает сомнений. Увеличение числа звеньев системы приводит к еще более громоздким уравнениям. Однако таким образом можно проконтролировать корректность вывода каждого уравнения. Кроме того, сложность составления уравнений для многозвенных систем наводят на мысль о том, что при составлении уравнений кинематики необходимо использовать такой метод, который бы обеспечивал автоматизированный вывод уравнений непосредственно ЭВМ, минуя их явную запись на бумаге.

Продemonстрируем данный подход. С этой целью используем в формулах не цифровую, а буквенную индексацию. Например, обозначим через j номер опорного тела. При этом индекс j будет изменяться от $j=1$ до $j=N$, где N – количество опорных тел. В принятых обозначениях уравнения координат осей шарниров опорных тел для j -го звена системы имеют вид:

$$\begin{aligned} YK_j &= YC_j + (L_j - S_j) \sin Q_j, & YE_j &= YC_j - S_j \sin Q_j, \\ XK_j &= XC_j + (L_j - S_j) \cos Q_j, & XE_j &= XC_j - S_j \cos Q_j; \end{aligned} \quad (2.8)$$

$j = 1, 2, \dots, N.$

Такой компактный вид приобретают формулы ортогонального преобразования для решаемой задачи. Подставляя в эти формулы значения индекса, определяем координаты осей шарниров j -го звена. Значение j при этом может быть любым (1, 2, 3, ..., 20, ..., N) и зависит только от числа звеньев рассматриваемой биомеханической системы.

Если совместить точки K_1 и E_2 , K_2 и E_3 , K_3 и E_4 , K_4 и E_5 , K_5 и E_6 и соединить их с помощью цилиндрических шарниров, то свободная система их шести опорных тел станет связанной. Так как при наложении подобной связи координаты точек K_1 и E_2 , K_2 и E_3 , K_3 и E_4 , K_4 и E_5 , K_5 и E_6 , являясь осями шарниров, будут попарно равны, то очевидно, что условия равенства координат связанных точек запишутся в виде системы уравнений:

$$\begin{aligned} YC_1 + (L_1 - S_1) \sin Q_1 &= YC_2 - S_2 \sin Q_2, \\ XC_1 + (L_1 - S_1) \cos Q_1 &= XC_2 - S_2 \cos Q_2; \\ YC_2 + (L_2 - S_2) \sin Q_2 &= YC_3 - S_3 \sin Q_3, \\ XC_2 + (L_2 - S_2) \cos Q_2 &= XC_3 - S_3 \cos Q_3; \\ YC_3 + (L_3 - S_3) \sin Q_3 &= YC_4 - S_4 \sin Q_4, \\ XC_3 + (L_3 - S_3) \cos Q_3 &= XC_4 - S_4 \cos Q_4; \\ YC_4 + (L_4 - S_4) \sin Q_4 &= YC_5 - S_5 \sin Q_5, \\ XC_4 + (L_4 - S_4) \cos Q_4 &= XC_5 - S_5 \cos Q_5; \\ YC_5 + (L_5 - S_5) \sin Q_5 &= YC_6 - S_6 \sin Q_6, \\ XC_5 + (L_5 - S_5) \cos Q_5 &= XC_6 - S_6 \cos Q_6, \end{aligned} \quad (2.9)$$

или с использованием буквенных индексных обозначений получим следующую сокращенную запись уравнений (2.9):

$$\begin{aligned}
YC_j + (L_j - S_j) \sin Q_j &= YC_{j+1} - S_{j+1} \sin Q_{j+1}, \\
XC_j + (L_j - S_j) \cos Q_j &= XC_{j+1} - S_{j+1} \cos Q_{j+1}; \\
j &= 1, 2, \dots, N-1.
\end{aligned}
\tag{2.10}$$

Как и ранее, индекс j обозначает номер звена системы связанных тел. Универсальность уравнений (2.10) заключается в том, что они, в отличие от уравнений (2.9), не ограничиваются шестизвенной системой связанных тел, а распространяются на многозвенную систему, состоящую из N -го количества соединяемых тел. В приведенной записи они удобны для программирования на ЭВМ, т. к. в этом случае отпадает необходимость развернутой записи и при циклически построенной программе всего два уравнения в форме (2.10) охватывают любую N -звенную неразветвленную биомеханическую систему. В то же время, например, для одиннадцатизвенной модели необходимо записать в развернутой записи уже двадцать уравнений. Как видим, чем больше звеньев в модели, тем более громоздкими становятся уравнения.

Таким образом, конструктивная связь в виде цилиндрических шарниров, наложенная на цепь из шести опорных тел, формализована в форме уравнений (2.9), а при распространении на N -звенную систему – в форме уравнений (2.10). Уравнения показывают, что если рассматриваемые равенства имеют место в любой момент времени движения системы тел, то эта система связанная. Уравнения, с помощью которых формализуются конструктивные связи, называются уравнениями связи.

2.2 Координаты центра масс звеньев тела и суставов

Так как наложение связи ограничивает свободу движения, то возникает возможность с помощью уравнений связи выразить некоторые координаты связанной системы тел через другие. Действительно, система из шести свободных звеньев имеет в плоскостном движении восемнадцать степеней свободы, т. к. каждое звено имеет три степени свободы. При наложении же на свободные звенья связей (2.9) получим связанный шестизвенник (рисунок 2.5).

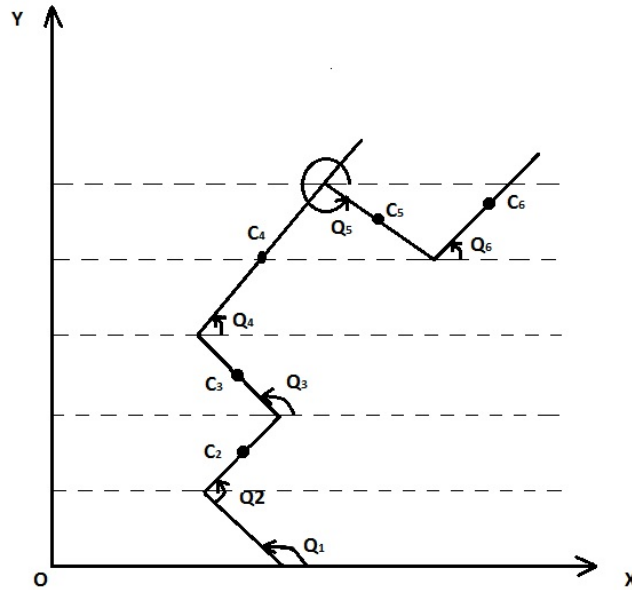


Рисунок 2.5 – Кинематическая схема связанного шестизвенника

Для определения положения шестизвенника достаточно уже не восемнадцать координат звеньев тела, а только восемь. Определим их из уравнений связи (2.10):

$$\begin{aligned}
 YC_2 &= YC_1 + (L_1 - S_1) \sin Q_1 + S_2 \sin Q_2, \\
 XC_2 &= XC_1 + (L_1 - S_1) \cos Q_1 + S_2 \cos Q_2; \\
 YC_3 &= YC_1 + (L_1 - S_1) \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + S_3 \sin Q_3, \\
 XC_3 &= XC_1 + (L_1 - S_1) \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + S_3 \cos Q_3; \\
 YC_4 &= YC_1 + (L_1 - S_1) \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 S \sin Q_2 + S_4 \sin Q_4, \\
 XC_4 &= XC_1 + (L_1 - S_1) \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + S_4 \cos Q_4; \\
 YC_5 &= YC_1 + (L_1 - S_1) \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 S \sin Q_2 + L_4 \sin Q_4 + S_5 \sin Q_5, \\
 XC_5 &= XC_1 + (L_1 - S_1) \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + S_5 \cos Q_5; \\
 YC_6 &= YC_1 + (L_1 - S_1) \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 S \sin Q_2 + L_4 \sin Q_4 + L_5 \sin Q_5 + S_6 \sin Q_6, \\
 XC_6 &= XC_1 + (L_1 - S_1) \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + L_5 \cos Q_5 + S_6 \cos Q_6;
 \end{aligned} \tag{2.11}$$

Из приведенных уравнений видно, что линейные координаты центра масс второго, третьего, четвертого, пятого и шестого звена выражаются через линейные координаты центра масс первого звена и углы наклона звеньев шестизвенника к оси Ox . Рассматриваемый шестизвенник имеет восемь степеней свободы: вся система может перемещаться поступательно в плоскости Oxy вдоль осей Ox и Oy , а также каждое звено вращается в этой плоскости. Восемью степеням свободы соответствуют восемь координат шестизвенника, называемые в механике обобщенными координатами,

по которым и определяется положение шестизвенника на плоскости Oxy . В данном случае обобщенными координатами являются:

- линейные координаты центра масс первого звена (YC_1, XC_1);
- углы наклонов звеньев к оси Ox ($Q_1, Q_2, Q_3, Q_4, Q_5, Q_6$).

Следовательно, положение свободной шестизвенной системы тел на плоскости определяется заданными значениями линейных координат центра масс первого звена и углами наклона звеньев к оси Ox .

В уравнениях (2.11) заданы координаты центра масс звеньев, а здесь говорится о шарнирах

Уравнения (2.11) можно распространить и на свободную N -звенную систему связанных тел, что позволяет исследовать кинематику движений многозвенных биомеханических систем. Используя символьную запись, получим следующие уравнения для определения координат связанной N -звенной системы тел:

$$\begin{aligned} YC_i &= YC_1 - S_1 \sin Q_1 + \sum_{j=2}^{i-1} L_j \sin Q_j + S_i \sin Q_i; \\ XC_i &= XC_1 - S_1 \cos Q_1 + \sum_{j=2}^{i-1} L_j \cos Q_j + S_i \cos Q_i; \\ i &= 2, 3, \dots, N, \end{aligned} \quad (2.12)$$

где i – номер звена; N – количество в связанной системе тел.

Если потребовать, чтобы точка E_1 шестизвенника (рисунок 2.5) совпадала с началом системы координат и закрепить ее там, то тем самым возможность перемещения рассматриваемой системы тел еще больше ограничится. Вместо восьми степеней свободы остается шесть, соответственно числу тел в системе. Уравнения связи, означающие закрепление точки E_1 в начале системы координат, имеют вид:

$$\begin{aligned} XC_1 - S_1 \cos Q_1 &= 0, \\ YC_1 - S_1 \sin Q_1 &= 0. \end{aligned} \quad (2.13)$$

Выразим линейные координаты шестизвенника через угловые. Из уравнения связи (2.13) получим:

$$\begin{aligned} XC_1 &= S_1 \cos Q_1; \\ YC_1 &= S_1 \sin Q_1; \\ XC_2 &= L_1 \cos Q_1 + S_2 \cos Q_2; \\ YC_2 &= L_1 \sin Q_1 + S_2 \sin Q_2; \end{aligned} \quad (2.14)$$

$$\begin{aligned}
XC_3 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + S_3 \cos Q_3; \\
YC_3 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + S_3 \sin Q_3; \\
XC_4 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + S_4 \cos Q_4; \\
YC_4 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + S_4 \sin Q_4; \\
XC_5 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + S_5 \cos Q_5; \\
YC_5 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + L_4 \sin Q_4 + S_5 \sin Q_5; \\
XC_6 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + L_5 \cos Q_5 + S_6 \cos Q_6; \\
YC_6 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + L_4 \sin Q_4 + L_5 \sin Q_5 + S_6 \sin Q_6.
\end{aligned}$$

Как видно из уравнений, все линейные координаты ЦМ шестизвенника выражены через длины звеньев системы L_i , расстояния от оси вращения звеньев до начала подвижных систем координат S_i и тригонометрические функции углов наклона звеньев Q_i к оси Ox . Шесть углов Q_i шестизвенника являются обобщенными координатами. Зная их, можно по уравнениям (2.15) определить все шесть координат точек C_i в декартовой системе координат. Для N -звенной системы тел уравнения (2.14) имеют вид:

$$\begin{aligned}
XC_i &= S_i \cos Q_i + \sum_{j=1}^{i-1} L_j \cos Q_j; \\
YC_i &= S_i \sin Q_i + \sum_{j=1}^{i-1} L_j \sin Q_j; \\
i &= 1, 2, 3, \dots, N,
\end{aligned} \tag{2.15}$$

где i – номер звена; N – количество звеньев системы.

Так как расположение начальной точки отсчета системы координат можно выбирать произвольно, исходя из простоты определения координат тел, поместим начала подвижных систем координат в ЦМ звеньев модели. Из уравнений связи получим формулы по определению координат ЦМ звеньев тела человека

$$\begin{aligned}
XC_1 &= S_1 \cos Q_1; \\
YC_1 &= S_1 \sin Q_1; \\
XC_2 &= L_1 \cos Q_1 + S_2 \cos Q_2; \\
YC_2 &= L_1 \sin Q_1 + S_2 \sin Q_2; \\
XC_3 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + S_3 \cos Q_3; \\
YC_3 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + S_3 \sin Q_3; \\
XC_4 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + S_4 \cos Q_4; \\
YC_4 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + S_4 \sin Q_4; \\
XC_5 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + S_5 \cos Q_5;
\end{aligned} \tag{2.16}$$

$$\begin{aligned}
YC_5 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + L_4 \sin Q_4 + S_5 \sin Q_5; \\
XC_6 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + L_5 \cos Q_5 + S_6 \cos Q_6; \\
YC_6 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + L_4 \sin Q_4 + L_5 \sin Q_5 + S_6 \sin Q_6.
\end{aligned}$$

Для N -звенной модели запишем:

$$\begin{aligned}
XC_i &= S_i \cos Q_i + \sum_{j=1}^{i-1} L_j \cos Q_j; \\
YC_i &= S_i \sin Q_i + \sum_{j=1}^{i-1} L_j \sin Q_j; \\
i &= 1, 2, 3, \dots, N,
\end{aligned} \tag{2.17}$$

где i – номер звена модели; XC_i – координата центра масс i -го звена по оси абсцисс; YC_i – координата центра масс i -го звена по оси ординат; N – количество звеньев модели.

Таким образом, положение центра масс звеньев модели вполне определено, если обобщенные координаты заданы в виде углов, образуемых кинематическими звеньями с осью абсцисс. Аналогичным образом для определения координат осей шарниров поместим начало подвижной системы координат в дистальные оси шарниров: для первой системы координат – шарнир, соединяющий первое звено со вторым; для второй – шарнир, соединяющий второе звено с третьим; для третьей – шарнир, соединяющий третье звено с четвертым; для четвертой – шарнир, соединяющий четвертое звено с пятым и т. д. Из уравнений связи для шестизвенной модели получим следующие выражения, определяющие координаты суставов звеньев тела человека:

$$\begin{aligned}
XO_1 &= L_1 \cos Q_1; \\
YO_1 &= L_1 \sin Q_1; \\
XO_2 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2; \\
YO_2 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2; \\
XO_3 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3; \\
YO_3 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3; \\
XO_4 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4; \\
YO_4 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + L_4 \sin Q_4; \\
XO_5 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + L_5 \cos Q_5; \\
YO_5 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + L_4 \sin Q_4 + L_5 \sin Q_5; \\
XO_6 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2 + L_3 \cos Q_3 + L_4 \cos Q_4 + L_5 \cos Q_5 + L_6 \cos Q_6; \\
YO_6 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \sin Q_2 + L_3 \sin Q_3 + L_4 \sin Q_4 + L_5 \sin Q_5 + L_6 \sin Q_6.
\end{aligned} \tag{2.18}$$

Для N -звенной модели запишем:

$$\begin{aligned} X_{O_i} &= \sum_{j=1}^i L_j \cos Q_j; & Y_{O_i} &= \sum_{j=1}^i L_j \sin Q_j; \\ & & i &= 1, 2, \dots, N, \end{aligned} \quad (2.19)$$

где X_{O_i} – координата дистального шарнира для i -го звена по оси Ox ; Y_{O_i} – координата дистального шарнира для i -го звена по оси Oy .

2.3 Угловая скорость и ускорение звеньев тела

Угловая скорость определяется значениями первой производной углового перемещения по времени. Функция, описывающая угловое перемещение, является результатом инструментальных измерений и задана табличным способом в виде числовой последовательности обобщенных координат по времени. Например, в качестве исходных данных будет зависимость изменения обобщенных координат шестизвенной модели тела человека от времени при выполнении спортсменом рывка штанги (см. Приложение 1). Каждому номеру видеокadra соответствует определенное значение времени и обобщенных координат. Итак, функция изменения обобщенных координат с течением времени задается не аналитически, а в табличной форме по данным регистрации движений. Следовательно, применить методы аналитического дифференцирования не представляется возможным. В этом случае для определения средней скорости изменения функции на некотором интервале времени можно воспользоваться любым из методов численного дифференцирования [4; 6; 8; 32].

Наиболее простым из них является метод дифференцирования по трем точкам. В результате выполнения промера исследуемого упражнения и считывания обобщенных координат составляется таблица значений углов наклона звеньев тела к оси абсцисс. В качестве аргумента функций обобщенных координат рассматривается время, которое вычисляется по данным частоты видеосъемки. Допустим, видеосъемка проводилась с частотой K кадров в секунду. Тогда временной интервал между двумя ближайшими кинокадрами (Δt) равен

$$\Delta t = 1/K. \quad (2.20)$$

Для рассматриваемых табулируемых величин функция значения аргумента в таблице, называемая узлами, образует арифметическую прогрессию, разность которой h называется шагом таблицы:

$$h = \Delta t = t_i - t_{i+1}, i = 0, 2, 3, \dots, n. \quad (2.21)$$

Первая и вторая производная обобщенных координат по времени, заданных в табличном виде, определяются из симметричных конечно-разностных отношений

$$\dot{Q}_k = (Q_{k+1} - Q_{k-1})/2h, \ddot{Q}_k = (Q_{k+1} - 2Q_k + Q_{k-1})/h^2, \quad (2.22)$$

где \dot{Q}_k, \ddot{Q}_k – приближенные значения первой и второй производной обобщенных координат по времени и в момент времени $t = t_i$. Необходимые пояснения видны из рисунка 2.5.

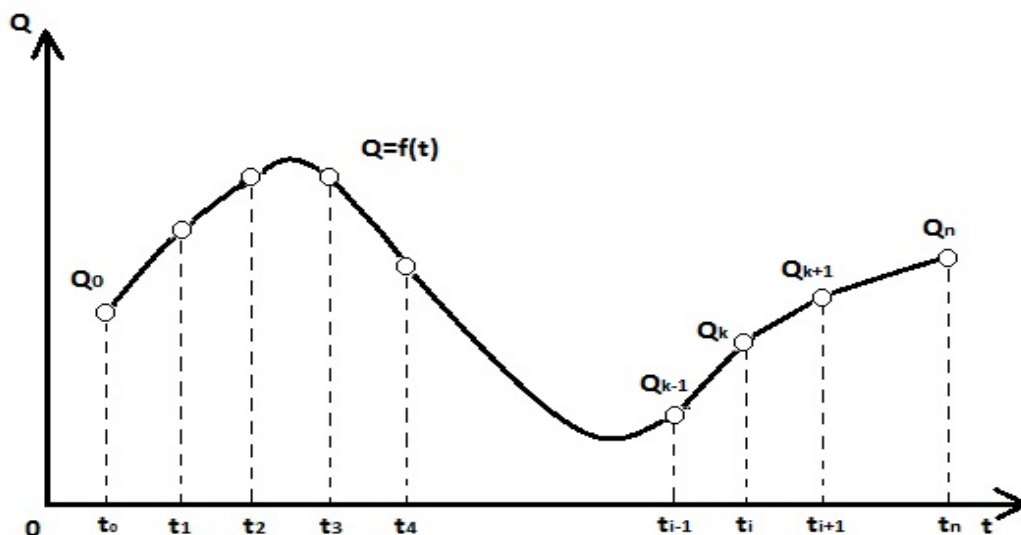


Рисунок 2.5 – Узлы и значения табулируемой функции

Учитывая, что в системе СИ угловая скорость измеряется в рад/с, а значения обобщенных координат по результатам промера определяются в градусах, формулы для определения угловой скорости и ускорения звеньев тела на основании равенств (2.22) примут вид

$$\begin{aligned} \dot{Q}_i &= \pi(Q_{i+1} - Q_{i-1})/360h, \\ \ddot{Q}_i &= \pi(Q_{i+1} - 2Q_i + Q_{i-1})/(180h^2), \end{aligned} \quad (2.23)$$

где π – математическая константа, приблизительно равная 3,14159.

Аналогично тому, что значения Q_i определяют значения обобщенных координат кинематической модели ОДА тела человека, будем считать, что угловая скорость и угловое ускорение звеньев тела определяют обобщенную скорость и обобщенное ускорение звеньев модели.

2.4 Линейная скорость и ускорение суставов звеньев тела

Линейную скорость суставов звеньев тела можно определить из уравнений координат суставов (2.18) и (2.19), продифференцировав их по времени. Учтем, что для любой N -звенной системы, вообще говоря, определяются координаты $N+1$ точки ($N-1$ точек – соединения звеньев, а также координаты начала первого звена и конца последнего). Тогда для автоматизированного вычисления всего массива координат будем вести нумерацию точек с нулевого индекса. В этом случае это будет точка касания биомеханической системы с опорой. Так, для шестизвенной модели тяжелоатлета нулевая точка – это точка касания пальцев стопы с опорой. В случае движения в условиях опоры, располагая в этой точке начало неподвижной системы координат, получаем, что и координаты, и скорость, и ускорение этой точки будут равны нулю.

Для других точек необходимо учесть, что дифференцируемая функция – сложная функция. Действительно, т. к. координаты суставов в прямоугольной системе Oxy определяются через обобщенные координаты, а они, в свою очередь, являются функцией времени, то для любого из суставов выполняется соотношение:

$$X = F(Q), \quad Q = f(t).$$

А так как функции Q и X имеют производные, то по правилу дифференцирования сложных функций имеем

$$\dot{X} = dX / dt = (\Delta X / \Delta Q)(dQ / dt). \quad (2.24)$$

Воспользуемся приведенным уравнением (2.24) для определения линейной скорости шарниров шестизвенной биомеханической модели. Учтем, что координаты (X, Y) голеностопных суставов для первого звена определяются из выражений: $X_1 = L_1 \cos Q_1$, $Y_1 = L_1 \sin Q_1$.

На основании дифференцирования сложных функций получим:

$$\begin{aligned}\dot{X}_1 &= \frac{dX_1}{dt} = \frac{\Delta(L_1 \cos Q_1)}{\Delta Q_1} \cdot \frac{dQ_1}{dt}; \\ \dot{Y}_1 &= \frac{dY_1}{dt} = \frac{\Delta(L_1 \sin Q_1)}{\Delta Q_1} \cdot \frac{dQ_1}{dt}.\end{aligned}\tag{2.25}$$

Продифференцируем отдельно правые части уравнений (2.25) по промежуточным аргументам:

$$\begin{aligned}\frac{\Delta(L_1 \cos Q_1)}{\Delta Q_1} &= -L_1 \sin Q_1; \\ \frac{\Delta(L_1 \sin Q_1)}{\Delta Q_1} &= L_1 \cos Q_1; \\ \frac{dQ_1}{dt} &= \dot{Q}_1.\end{aligned}\tag{2.26}$$

Окончательно получим:

$$\begin{aligned}\dot{X}_1 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1; \\ \dot{Y}_1 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1.\end{aligned}\tag{2.27}$$

Следовательно, линейная скорость дистального шарнира первого звена по оси $Ox(X_1)$ и по оси $Oy(Y_1)$ определяется на основании значений первой обобщенной координаты (Q_1), ее первой производной (\dot{Q}_1) и длины звена (L_1).

В такой же подробной записи рассмотрим определение линейной скорости дистального шарнира второго звена (коленные суставы). Координаты рассматриваемой точки (X_2, Y_2), являющиеся осью шарнира, находятся из выражений:

$$\begin{aligned}X_2 &= L_1 \cos Q_1 + L_2 \cos Q_2; \\ Y_2 &= L_1 \sin Q_1 + L_2 \cos Q_2.\end{aligned}$$

Дифференцируя по времени, с учетом (2.24) находим:

$$\begin{aligned}\dot{X}_2 &= \frac{dx_2}{dt} = \frac{\Delta(L_1 \cos Q_1)}{\Delta Q_1} \cdot \frac{dQ_1}{dt} + \frac{\Delta(L_2 \cos Q_2)}{\Delta Q_2} \cdot \frac{dQ_2}{dt}; \\ \dot{Y}_2 &= \frac{dY_2}{dt} = \frac{\Delta(L_1 \sin Q_1)}{\Delta Q_1} \cdot \frac{dQ_1}{dt} + \frac{\Delta(L_2 \sin Q_2)}{\Delta Q_2} \cdot \frac{dQ_2}{dt}.\end{aligned}\tag{2.28}$$

Дифференцируя правые части уравнений (2.28) по промежуточным аргументам, отметим:

$$\frac{\Delta(L_1 \cos Q_1)}{\Delta Q_1} \cdot \frac{dQ_1}{dt} = \dot{X}_1;$$

$$\frac{\Delta(L_1 \sin Q_1)}{\Delta Q_1} \cdot \frac{dQ_1}{dt} = \dot{Y}_1.$$

Получим:

$$\begin{aligned} \frac{\Delta(L_2 \cos Q_2)}{\Delta Q_2} &= -L_2 \sin Q_2; \\ \frac{\Delta(L_2 \sin Q_2)}{\Delta Q_2} &= L_2 \cos Q_2; \\ \frac{dQ_2}{dt} &= \dot{Q}_2. \end{aligned}$$

И в окончательной форме для \dot{X}_2 и \dot{Y}_2 имеем:

$$\begin{aligned} \dot{X}_2 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2; \\ \dot{Y}_2 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2. \end{aligned} \quad (2.29)$$

Аналогичным образом, не приводя подобных выкладок, определим, что линейная скорость дистального шарнира третьего звена по оси $Ox(X_3)$ и по оси $Oy(Y_3)$ находится из выражений:

$$\begin{aligned} \dot{X}_3 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3; \\ \dot{Y}_3 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3. \end{aligned} \quad (2.30)$$

Линейная скорость дистального шарнира четвертого звена:

$$\begin{aligned} \dot{X}_4 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3 - L_4 \dot{Q}_4 \sin Q_4; \\ \dot{Y}_4 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4 \dot{Q}_4 \cos Q_4. \end{aligned} \quad (2.31)$$

Линейная скорость дистального шарнира пятого звена:

$$\begin{aligned} \dot{X}_5 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3 - L_4 \dot{Q}_4 \sin Q_4 - L_5 \dot{Q}_5 \sin Q_5; \\ \dot{Y}_5 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4 \dot{Q}_4 \cos Q_4 + L_5 \dot{Q}_5 \cos Q_5. \end{aligned} \quad (2.32)$$

Линейная скорость дистального шарнира четвертого звена шестого звена:

$$\begin{aligned} \dot{X}_6 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3 - L_4 \dot{Q}_4 \sin Q_4 - L_5 \dot{Q}_5 \sin Q_5 - L_6 \dot{Q}_6 \sin Q_6; \\ \dot{Y}_6 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4 \dot{Q}_4 \cos Q_4 + L_5 \dot{Q}_5 \cos Q_5 + L_6 \dot{Q}_6 \cos Q_6. \end{aligned} \quad (2.33)$$

Таким образом, линейные скорости суставов звеньев тела человека (\dot{X}_i, \dot{Y}_i) можно определить исходя из значений обобщенных координат (Q_i) , их первых производных по времени (\dot{Q}_i) и длин звеньев тела (L_i) . Распространяя уравнения (2.29), (2.30), (2.31), (2.32), (2.33) на N -звенную модель тела человека, получим следующие выражения для определения линейной скорости дистального шарнира i -го звена:

$$\dot{X}_i = -\sum_{j=1}^i L_j \dot{Q}_j \sin Q_j; \quad \dot{Y}_i = \sum_{j=1}^i L_j \dot{Q}_j \cos Q_j. \quad (2.34)$$

Для определения линейного ускорения осей шарниров рассматриваемой модели ОДА тела человека необходимо найти вторую производную по времени от значений координат осей шарниров. Первая производная дает выражения (2.34), определяющие линейную скорость осей шарниров в прямоугольной системе координат. Их последующее дифференцирование по времени даст вторую производную или линейное ускорение шарниров. Обозначим, как это и принято в механике, вторую производную через исходную функцию с двумя точками над ней. Тогда для первого звена:

$$\begin{aligned}\ddot{X}_1 &= (\dot{X})' = \frac{d(-L_1\dot{Q}_1 \sin Q_1)}{dt}; \\ \ddot{Y}_1 &= (\dot{Y})' = \frac{d(L_1\dot{Q}_1 \cos Q_1)}{dt}.\end{aligned}$$

Так как L_1 – постоянная величина, а $Q_1 = f(t)$ и $\dot{Q}_1 = F(t)$ – функции, имеющие производные, то по правилу дифференцирования произведения двух функций с константой:

$$\begin{aligned}\frac{d(-L_1\dot{Q}_1 \sin Q_1)}{dt} &= \frac{d(-L_1\dot{Q}_1)}{dt} \cdot \sin Q_1 + \frac{d(\sin Q_1)}{dt} \cdot (-L_1\dot{Q}_1); \\ \frac{d(L_1\dot{Q}_1 \cos Q_1)}{dt} &= \frac{d(L_1\dot{Q}_1)}{dt} \cdot \cos Q_1 + \frac{d(\cos Q_1)}{dt} \cdot (L_1\dot{Q}_1).\end{aligned}$$

Выполнив последовательно дифференцирование для отдельных сомножителей, учитывая правило дифференцирования сложных функций:

$$\begin{aligned}\frac{d(-L_1\dot{Q}_1)}{dt} &= -L_1\ddot{Q}_1; \quad \frac{d(\sin Q_1)}{dt} = \cos Q_1 \cdot \frac{dQ_1}{dt} = \dot{Q}_1 \cdot \cos Q_1; \\ \frac{d(L_1\dot{Q}_1)}{dt} &= L_1\ddot{Q}_1; \quad \frac{d(\cos Q_1)}{dt} = -\sin Q_1 \cdot \frac{dQ_1}{dt} = -\dot{Q}_1 \cdot \sin Q_1.\end{aligned}$$

Получим:

$$\begin{aligned}\ddot{X}_1 &= -L_1\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_1\dot{Q}_1^2 \cos Q_1; \\ \ddot{Y}_1 &= L_1\ddot{Q}_1 \cos Q_1 - L_1\dot{Q}_1^2 \sin Q_1.\end{aligned}\tag{2.35}$$

Линейное ускорение оси дистального шарнира (X_2, Y_2) для второго звена имеет вид:

$$\begin{aligned}\ddot{X}_2 &= \frac{d(-L_1\dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2\dot{Q}_2 \sin Q_2)}{dt}; \\ \ddot{Y}_2 &= \frac{d(L_1\dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2\dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3\dot{Q}_3 \cos Q_3)}{dt}.\end{aligned}$$

Правые части уравнений можно представить в виде:

$$\frac{d(-L_1\dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2\dot{Q}_2 \sin Q_2)}{dt} = \frac{d(-L_1\dot{Q}_1 \sin Q_1)}{dt} + \frac{d(-L_2\dot{Q}_2 \sin Q_2)}{dt}$$

$$\frac{d(+L_1\dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2\dot{Q}_2 \cos Q_2)}{dt} = \frac{d(L_1\dot{Q}_1 \cos Q_1)}{dt} + \frac{d(L_2\dot{Q}_2 \cos Q_2)}{dt}.$$

Отметим:

$$\frac{d(-L_1\dot{Q}_1 \sin Q_1)}{dt} = \ddot{X}_1;$$

$$\frac{d(L_1\dot{Q}_1 \cos Q_1)}{dt} = \ddot{Y}_1.$$

Выполнив дифференцирование оставшихся членов правой части уравнений, получим:

$$\ddot{X}_2 = -L_1\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_1\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_2\dot{Q}_2^2 \cos Q_2;$$

$$\ddot{Y}_2 = L_1\ddot{Q}_1 \cos Q_1 - L_1\dot{Q}_1^2 \sin Q_1 + L_2\ddot{Q}_2 \cos Q_2 - L_2\dot{Q}_2^2 \sin Q_2. \quad (2.36)$$

Определяя аналогичным образом линейное ускорение дистального шарнира (X_3, Y_3) третьего звена, получим уравнение вида:

$$\ddot{X}_3 = -L_1\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2\dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - L_1\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - L_3\dot{Q}_3^2 \cos Q_3;$$

$$\ddot{Y}_3 = +L_1\ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2\ddot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3\ddot{Q}_3 \cos Q_3 - L_1\dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - L_2\dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3\dot{Q}_3^2 \sin Q_3. \quad (2.37)$$

Линейное уравнение дистального шарнира (X_4, Y_4) четвертого звена:

$$\ddot{X}_4 = -L_1\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_1\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_2\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - L_3\ddot{Q}_3 \sin Q_3 -$$

$$- L_3\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - L_4\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - L_4\dot{Q}_4^2 \cos Q_4;$$

$$\ddot{Y}_4 = +L_1\ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2\ddot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3\ddot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4\ddot{Q}_4 \cos Q_4 - L_1\dot{Q}_1^2 \sin Q_1 -$$

$$- L_2\dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3\dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - L_4\dot{Q}_4^2 \sin Q_4. \quad (2.38)$$

Линейное уравнение дистального шарнира (X_5, Y_5) пятого звена:

$$\ddot{X}_5 = -L_1\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_1\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_2\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - L_3\ddot{Q}_3 \sin Q_3 -$$

$$- L_3\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - L_4\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - L_4\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - L_5\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - L_5\dot{Q}_5^2 \cos Q_5;$$

$$\ddot{Y}_5 = +L_1\ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2\ddot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3\ddot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4\ddot{Q}_4 \cos Q_4 + L_5\ddot{Q}_5 \cos Q_5 -$$

$$- L_1\dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - L_2\dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3\dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - L_4\dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - L_5\dot{Q}_5^2 \sin Q_5. \quad (2.39)$$

Линейное уравнение дистального шарнира (X_6, Y_6) шестого звена:

$$\ddot{X}_6 = -L_1\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_1\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_2\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - L_3\ddot{Q}_3 \sin Q_3 -$$

$$- L_3\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - L_4\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - L_4\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - L_5\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - L_5\dot{Q}_5^2 \cos Q_5 -$$

$$- L_6\ddot{Q}_6 \sin Q_6 - L_6\dot{Q}_6^2 \cos Q_6;$$

$$\ddot{Y}_6 = +L_1\ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2\ddot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3\ddot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4\ddot{Q}_4 \cos Q_4 + L_5\ddot{Q}_5 \cos Q_5 +$$

$$+ L_6\ddot{Q}_6 \cos Q_6 - L_1\dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - L_2\dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3\dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - L_4\dot{Q}_4^2 \sin Q_4 -$$

$$- L_5\dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - L_6\dot{Q}_6^2 \sin Q_6. \quad (2.40)$$

Для N -звенной модели формулы, определяющие линейное ускорение оси дистального шарнира i -го звена, будут иметь вид:

$$\begin{aligned}\ddot{X}_i &= \sum_{j=1}^i -L_j \ddot{Q}_j \sin Q_j - \sum_{j=1}^i L_j \dot{Q}_j^2 \cos Q_j; \\ \ddot{Y}_i &= \sum_{j=1}^i L_j \ddot{Q}_j \cos Q_j - \sum_{j=1}^i L_j \dot{Q}_j^2 \sin Q_j.\end{aligned}\tag{2.41}$$

Следовательно, для вычисления значений линейного ускорения суставов звеньев тела спортсмена по материалам оптической регистрации движений достаточно знать длины звеньев тела и обобщенные координаты, а затем, вычислив первые и вторые производные от обобщенных координат по времени, определить искомые величины.

2.5 Линейная скорость и ускорение центров масс звеньев тела

Линейная скорость и ускорение ЦМ звеньев тела определяется аналогично рассматриваемым кинематическим характеристикам суставов. С этой целью необходимо дважды продифференцировать координаты ЦМ звеньев тела (2.17) по времени. Первая производная является величиной линейной скорости ЦМ звена вдоль соответствующих осей декартовой системы координат, вторая производная – величиной линейного ускорения. После преобразований для шестизвенной модели получим:

$$\begin{aligned}X\dot{C}_1 &= -S_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1; \\ X\dot{C}_2 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - S_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2; \\ X\dot{C}_3 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - S_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3; \\ X\dot{C}_4 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3 - S_4 \dot{Q}_4 \sin Q_4; \\ X\dot{C}_5 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3 - L_4 \dot{Q}_4 \sin Q_4 - S_5 \dot{Q}_5 \sin Q_5; \\ X\dot{C}_6 &= -L_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3 - L_4 \dot{Q}_4 \sin Q_4 - L_5 \dot{Q}_5 \sin Q_5 - \\ &\quad - S_6 \dot{Q}_6 \sin Q_6; \\ Y\dot{C}_1 &= S_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1; \\ Y\dot{C}_2 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + S_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2; \\ Y\dot{C}_3 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + S_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3; \\ Y\dot{C}_4 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3 + S_4 \dot{Q}_4 \cos Q_4; \\ Y\dot{C}_5 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4 \dot{Q}_4 \cos Q_4 + S_5 \dot{Q}_5 \cos Q_5; \\ Y\dot{C}_6 &= L_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4 \dot{Q}_4 \cos Q_4 + L_5 \dot{Q}_5 \cos Q_5 + \\ &\quad + S_6 \dot{Q}_6 \cos Q_6.\end{aligned}\tag{2.42}$$

Для рассматриваемой N -звенной модели линейная скорость ЦМ звена вдоль оси $Ox(\dot{X}C_i)$ и оси $Oy(\dot{Y}C_i)$ для i -го звена запишем в виде:

$$\begin{aligned}\dot{X}C_i &= -\sum_{j=1}^{i-1} L_j \dot{Q}_j \sin Q_j - S_i \dot{Q}_i \sin Q_i; \\ \dot{Y}C_i &= -\sum_{j=1}^{i-1} L_j \dot{Q}_j \cos Q_j + S_i \dot{Q}_i \cos Q_i.\end{aligned}\tag{2.43}$$

Для определения линейного ускорения ЦМ звеньев тела спортсмена выполним дифференцирование первой производной по времени от декартовых координат ЦМ звеньев модели по методике, изложенной выше. Опуская промежуточные вычисления, запишем сразу уравнения, связывающие линейные ускорения ЦМ звеньев тела по осям декартовой системы координат с обобщенными координатами рассматриваемой биомеханической системы, обобщенными скоростями, длинами звеньев модели и расстоянием от ЦМ звеньев тела до осей проксимальных шарниров.

Для шестизвенной модели первого звена:

$$\begin{aligned}X\ddot{C}_1 &= -S_1 \ddot{Q}_1 \sin Q_1 - S_1 \dot{Q}_1^2 \cos Q_1; \\ Y\ddot{C}_1 &= S_1 \ddot{Q}_1 \cos Q_1 - S_1 \dot{Q}_1^2 \sin Q_1.\end{aligned}$$

Для шестизвенной модели второго звена:

$$\begin{aligned}X\ddot{C}_2 &= -L_1 \ddot{Q}_1 \sin Q_1 - S_2 \ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_1 \dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - S_2 \dot{Q}_2^2 \cos Q_2; \\ Y\ddot{C}_2 &= L_1 \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + S_2 \ddot{Q}_2 \cos Q_2 - L_1 \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - S_2 \dot{Q}_2^2 \sin Q_2.\end{aligned}$$

Для шестизвенной модели третьего звена:

$$\begin{aligned}X\ddot{C}_3 &= -L_1 \ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \ddot{Q}_2 \sin Q_2 - S_3 \ddot{Q}_3 \sin Q_3 - L_1 \dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2 \dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - S_3 \dot{Q}_3^2 \cos Q_3; \\ Y\ddot{C}_3 &= L_1 \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + S_3 \ddot{Q}_3 \cos Q_3 - L_1 \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - S_3 \dot{Q}_3^2 \sin Q_3.\end{aligned}$$

Для шестизвенной модели четвертого звена:

$$\begin{aligned}X\ddot{C}_4 &= -L_1 \ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \ddot{Q}_3 \sin Q_3 - S_4 \ddot{Q}_4 \sin Q_4 - L_1 \dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - \\ &- L_2 \dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - L_3 \dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - S_4 \dot{Q}_4^2 \cos Q_4; \\ Y\ddot{C}_4 &= L_1 \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + S_4 \ddot{Q}_4 \cos Q_4 - L_1 \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - \\ &- L_2 \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - S_4 \dot{Q}_4^2 \sin Q_4.\end{aligned}$$

Для шестизвенной модели пятого звена:

$$\begin{aligned}X\ddot{C}_5 &= -L_1 \ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2 \ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3 \ddot{Q}_3 \sin Q_3 - L_4 \ddot{Q}_4 \sin Q_4 - S_5 \ddot{Q}_5 \sin Q_5 - \\ &- L_1 \dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2 \dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - L_3 \dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - L_4 \dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - S_5 \dot{Q}_5^2 \cos Q_5; \\ Y\ddot{C}_5 &= L_1 \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2 \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3 \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4 \ddot{Q}_4 \cos Q_4 + S_5 \ddot{Q}_5 \cos Q_5 - \\ &- L_1 \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - L_2 \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3 \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - L_4 \dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - S_5 \dot{Q}_5^2 \sin Q_5.\end{aligned}$$

Для шестизвеной модели шестого звена:

$$\begin{aligned} X\ddot{C}_6 &= -L_1\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - L_2\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - L_3\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - L_4\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - L_5\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - \\ &- S_6\ddot{Q}_6 \sin Q_6 - L_1\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - L_2\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - L_3\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - L_4\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - \\ &- L_5\dot{Q}_5 \cos Q_5 - S_6\dot{Q}_6^2 \cos Q_6; \\ Y\ddot{C}_6 &= L_1\ddot{Q}_1 \cos Q_1 + L_2\ddot{Q}_2 \cos Q_2 + L_3\ddot{Q}_3 \cos Q_3 + L_4\ddot{Q}_4 \cos Q_4 + L_5\ddot{Q}_5 \cos Q_5 + \\ &+ S_6\ddot{Q}_6 \cos Q_6 - L_1\dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - L_2\dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - L_3\dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - L_4\dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - \\ &- L_5\dot{Q}_5 \sin Q_5 - S_6\dot{Q}_6^2 \sin Q_6. \end{aligned}$$

Используя буквенные индексы, можно записать выражения линейного ускорения ЦМ i -го звена по оси абсцисс ($\ddot{X}C_i$) и ординат ($\ddot{Y}C_i$) в следующем виде:

$$\begin{aligned} \ddot{X}C_i &= -\sum_{j=1}^{i-1} L_j (\ddot{Q}_j \sin Q_j - \dot{Q}_j^2 \cos Q_j) - S_i (\ddot{Q}_i \sin Q_i + \dot{Q}_i^2 \cos Q_i); \\ \ddot{Y}C_i &= \sum_{j=1}^{i-1} L_j (\ddot{Q}_j \cos Q_j - \dot{Q}_j^2 \sin Q_j) + S_i (\ddot{Q}_i \cos Q_i - \dot{Q}_i^2 \sin Q_i). \end{aligned} \quad (2.44)$$

Рекуррентная структура уравнений (2.44) позволяет вычислять линейное ускорение ЦМ i -го звена для N -звенной модели рассматриваемой биомеханической системы и автоматизировать процесс формирования уравнений для ЭВМ.

2.6 Силы реакции опоры и связи в суставах

Долгое время в биомеханике тяжелоатлетических упражнений динамические характеристики определяли с использованием инструментальных методов регистрации движения, так, в частности, с использованием тензоплатформы. Опорная реакция регистрировалась как в вертикальной, так и в горизонтальной плоскости [39]. По вертикальной составляющей опорной реакции можно достаточно четко фиксировать ритм движения атлета, длительность отдельных фаз. По вертикальной и горизонтальной составляющим анализируют направление вектора силы тяжелоатлета, следовательно, и траекторию движения штанги. По горизонтальной можно судить о характере изменения скорости движения снаряда.

Однако практическое применение для определения силы реакции опоры и связи в суставах спортсмена с использованием тензоплощадки на соревнованиях не представляется возможным.

Развитие таких разделов механики, как сопротивление материалов, теория механизмов и машин, строительная механика и детали машин, дали возможность использовать аналитические методы определения сил, возникающих в различных системах.

Активный поиск расчетных методик начали предпринимать в биомеханике в конце 60-х годов [3]. Однако используемые алгоритмы вычислений с соответствующими программами расчетов не распространялись на N -звенную модель. В своих исследованиях мы ориентировались на работу [42; 45], где эта задача успешно преодолена.

Для построения расчетной модели сил реакции опоры и связей в суставах воспользуемся уравнениями кинестатики и введем следующие обозначения: \ddot{X}_i – ускорение центра масс i -го звена по оси Ox ; \ddot{Y}_i – ускорение центра масс i -го звена по оси Oy ; P_i – вес первого звена; M_i – масса i -го звена; $R_i(x)$ – сила реакции связи по оси Ox в i -м шарнире модели; $R_i(y)$ – сила реакции связи по оси Oy в i -м шарнире модели; R_i – результирующий вектор силы реакции связи в i -м шарнире.

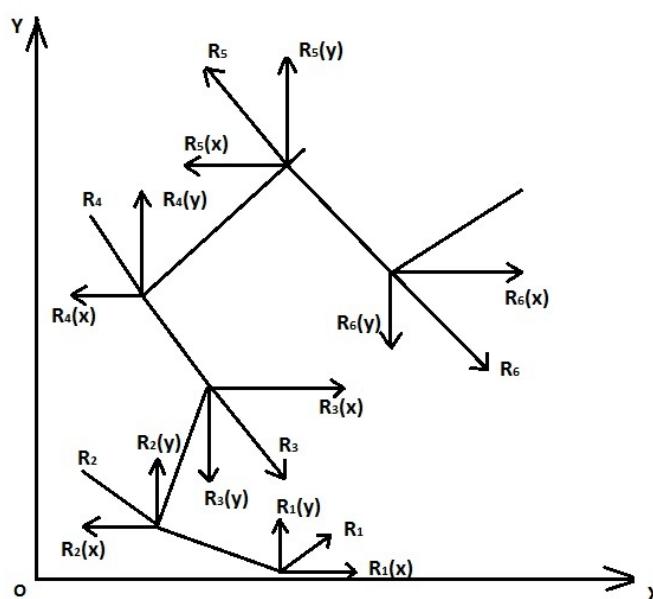


Рисунок 2.5 – Обозначение в кинематической схеме биомеханической системы, принятые для построения расчетной модели силы реакции опоры и связи в суставах

В принятых обозначениях для шестизвенной модели можно записать:

$$R_1(x) = m_1 \ddot{X}_1 + m_2 \ddot{X}_2 + m_3 \ddot{X}_3 + m_4 \ddot{X}_4 + m_5 \ddot{X}_5 + m_6 \ddot{X}_6;$$

$$\begin{aligned}
R_2(x) &= m_2 \ddot{X}_2 + m_3 \ddot{X}_3 + m_4 \ddot{X}_4 + m_5 \ddot{X}_5 + m_6 \ddot{X}_6; \\
R_3(x) &= m_3 \ddot{X}_3 + m_4 \ddot{X}_4 + m_5 \ddot{X}_5 + m_6 \ddot{X}_6; \\
R_4(x) &= m_4 \ddot{X}_4 + m_5 \ddot{X}_5 + m_6 \ddot{X}_6; \\
R_5(x) &= m_5 \ddot{X}_5 + m_6 \ddot{X}_6; \\
R_6(x) &= m_6 \ddot{X}_6; \\
R_1(y) &= m_1 \ddot{Y}_1 + m_2 \ddot{Y}_2 + m_3 \ddot{Y}_3 + m_4 \ddot{Y}_4 + m_5 \ddot{Y}_5 + m_6 \ddot{Y}_6 + P_1 + P_2 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6; \\
R_2(y) &= m_2 \ddot{Y}_2 + m_3 \ddot{Y}_3 + m_4 \ddot{Y}_4 + m_5 \ddot{Y}_5 + m_6 \ddot{Y}_6 + P_2 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6; \\
R_3(y) &= m_3 \ddot{Y}_3 + m_4 \ddot{Y}_4 + m_5 \ddot{Y}_5 + m_6 \ddot{Y}_6 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6; \\
R_4(y) &= m_4 \ddot{Y}_4 + m_5 \ddot{Y}_5 + m_6 \ddot{Y}_6 + P_4 + P_5 + P_6; \\
R_5(y) &= m_5 \ddot{Y}_5 + m_6 \ddot{Y}_6 + P_5 + P_6; \\
R_6(y) &= m_6 \ddot{Y}_6 + P_6.
\end{aligned} \tag{2.45}$$

В принятых обозначениях для N -звенной модели биомеханической системы «спортсмен – штанга» можно записать:

$$R_i(x) = \sum_{j=1}^N m_j \ddot{X}_j, \quad R_i(y) = \sum_{j=1}^N m_j \ddot{Y}_j + \sum_{j=1}^N P_j, \quad i = 1, 2, \dots, N. \tag{2.46}$$

Выразим \ddot{X} , \ddot{Y} согласно уравнениям (2.41) через обобщенные координаты, геометрические характеристики звеньев тела и, подставив в уравнения (2.45), (2.46), выполним необходимые преобразования. Для шестизвенной модели получим:

$$\begin{aligned}
R_1(y) &= C_{11} \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + C_{12} \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + C_{13} \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + C_{14} \ddot{Q}_4 \cos Q_4 + \\
&+ C_{15} \ddot{Q}_5 \cos Q_5 + C_{16} \ddot{Q}_6 \cos Q_6 + P_1 + P_2 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6 - C_{11} \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - \\
&- C_{12} \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - C_{13} \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - C_{14} \dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - C_{15} \dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - C_{16} \dot{Q}_6^2 \sin Q_6; \\
R_2(y) &= C_{21} \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + C_{22} \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + C_{23} \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + C_{24} \ddot{Q}_4 \cos Q_4 + \\
&+ C_{25} \ddot{Q}_5 \cos Q_5 + C_{26} \ddot{Q}_6 \cos Q_6 + P_2 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6 - C_{21} \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - \\
&- C_{22} \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - C_{23} \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - C_{24} \dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - C_{25} \dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - C_{26} \dot{Q}_6^2 \sin Q_6; \\
R_3(y) &= C_{31} \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + C_{32} \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + C_{33} \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + C_{34} \ddot{Q}_4 \cos Q_4 + \\
&+ C_{35} \ddot{Q}_5 \cos Q_5 + C_{36} \ddot{Q}_6 \cos Q_6 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6 - C_{31} \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - \\
&- C_{32} \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - C_{33} \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - C_{34} \dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - C_{35} \dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - C_{36} \dot{Q}_6^2 \sin Q_6; \\
R_4(y) &= C_{41} \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + C_{42} \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + C_{43} \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + C_{44} \ddot{Q}_4 \cos Q_4 + \\
&+ C_{45} \ddot{Q}_5 \cos Q_5 + C_{46} \ddot{Q}_6 \cos Q_6 + P_4 + P_5 + P_6 - C_{41} \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - C_{42} \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - \\
&- C_{43} \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - C_{44} \dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - C_{45} \dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - C_{46} \dot{Q}_6^2 \sin Q_6; \\
R_5(y) &= C_{51} \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + C_{52} \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + C_{53} \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + C_{54} \ddot{Q}_4 \cos Q_4 + \\
&+ C_{55} \ddot{Q}_5 \cos Q_5 + C_{56} \ddot{Q}_6 \cos Q_6 + P_5 + P_6 - C_{51} \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - C_{52} \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - \\
&- C_{53} \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - C_{54} \dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - C_{55} \dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - C_{56} \dot{Q}_6^2 \sin Q_6;
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
R_6(y) &= C_{61}\ddot{Q}_1 \cos Q_1 + C_{62}\ddot{Q}_2 \cos Q_2 + C_{63}\ddot{Q}_3 \cos Q_3 + C_{64}\ddot{Q}_4 \cos Q_4 + \\
&+ C_{65}\ddot{Q}_5 \cos Q_5 + C_{66}\ddot{Q}_6 \cos Q_6 + P_6 - C_{61}\dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - C_{62}\dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - \\
&- C_{63}\dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - C_{64}\dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - C_{65}\dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - C_{66}\dot{Q}_6^2 \sin Q_6; \\
R_1(x) &= -C_{11}\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - C_{12}\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - C_{13}\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - C_{14}\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - \\
&- C_{15}\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - C_{16}\ddot{Q}_6 \cos Q_6 - C_{11}\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - C_{12}\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - \\
&- C_{13}\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - C_{14}\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - C_{15}\dot{Q}_5^2 \cos Q_5 - C_{16}\dot{Q}_6^2 \cos Q_6; \\
R_2(x) &= -C_{21}\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - C_{22}\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - C_{23}\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - C_{24}\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - \\
&- C_{25}\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - C_{26}\ddot{Q}_6 \sin Q_6 - C_{21}\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - C_{22}\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - \\
&- C_{23}\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - C_{24}\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - C_{25}\dot{Q}_5^2 \cos Q_5 - C_{26}\dot{Q}_6^2 \cos Q_6; \\
R_3(x) &= -C_{31}\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - C_{32}\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - C_{33}\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - C_{34}\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - \\
&- C_{35}\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - C_{36}\ddot{Q}_6 \sin Q_6 - C_{31}\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - C_{32}\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - \\
&- C_{33}\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - C_{34}\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - C_{35}\dot{Q}_5^2 \cos Q_5 - C_{36}\dot{Q}_6^2 \cos Q_6; \\
R_4(x) &= -C_{41}\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - C_{42}\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - C_{43}\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - C_{44}\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - \\
&- C_{45}\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - C_{46}\ddot{Q}_6 \sin Q_6 - C_{41}\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - C_{42}\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - \\
&- C_{43}\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - C_{44}\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - C_{45}\dot{Q}_5^2 \cos Q_5 - C_{46}\dot{Q}_6^2 \cos Q_6; \\
R_5(x) &= -C_{51}\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - C_{52}\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - C_{53}\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - C_{54}\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - \\
&- C_{55}\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - C_{56}\ddot{Q}_6 \sin Q_6 - C_{51}\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - C_{52}\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - \\
&- C_{53}\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - C_{54}\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - C_{55}\dot{Q}_5^2 \cos Q_5 - C_{56}\dot{Q}_6^2 \cos Q_6; \\
R_6(x) &= -C_{61}\ddot{Q}_1 \sin Q_1 - C_{62}\ddot{Q}_2 \sin Q_2 - C_{63}\ddot{Q}_3 \sin Q_3 - C_{64}\ddot{Q}_4 \sin Q_4 - \\
&- C_{65}\ddot{Q}_5 \sin Q_5 - C_{66}\ddot{Q}_6 \sin Q_6 - C_{61}\dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - C_{62}\dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - \\
&- C_{63}\dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - C_{64}\dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - C_{65}\dot{Q}_5^2 \cos Q_5 - C_{66}\dot{Q}_6^2 \cos Q_6;
\end{aligned}$$

где коэффициенты C_{ij} соответственно равны:

$$C_{11} = m_1 S_1 + m_2 L_1 + m_3 L_1 + m_4 L_1 + m_5 L_1 + m_6 L_1;$$

$$C_{12} = m_2 S_2 + m_3 L_2 + m_4 L_2 + m_5 L_2 + m_6 L_2;$$

$$C_{13} = m_3 S_3 + m_4 L_3 + m_5 L_3 + m_6 L_3;$$

$$C_{14} = m_4 S_3 + m_5 L_4 + m_6 L_4;$$

$$C_{15} = m_5 S_5 + m_6 L_6;$$

$$C_{16} = m_6 S_6;$$

$$C_{21} = m_2 L_1 + m_3 L_1 + m_4 L_1 + m_5 L_1 + m_6 L_1;$$

$$C_{22} = m_2 S_2 + m_3 L_2 + m_4 L_2 + m_5 L_2 + m_6 L_2;$$

$$C_{23} = m_3 S_3 + m_4 L_3 + m_5 L_3 + m_6 L_3;$$

$$C_{24} = m_4 S_3 + m_5 L_4 + m_6 L_4;$$

$$C_{25} = m_5 S_5 + m_6 L_6;$$

$$C_{26} = m_6 S_6;$$

$$\begin{aligned}
C_{31} &= m_3 L_1 + m_4 L_1 + m_5 L_1 + m_6 L_1; \\
C_{32} &= m_3 L_2 + m_4 L_2 + m_5 L_2 + m_6 L_2; \\
C_{33} &= m_3 S_3 + m_4 L_3 + m_5 L_3 + m_6 L_3; \\
C_{34} &= m_4 S_3 + m_5 L_4 + m_6 L_4; \\
C_{35} &= m_5 S_5 + m_6 L_6; \\
C_{36} &= m_6 S_6; \\
C_{41} &= m_4 L_1 + m_5 L_1 + m_6 L_1; \\
C_{42} &= m_4 L_2 + m_5 L_2 + m_6 L_2; \\
C_{43} &= m_4 L_3 + m_5 L_3 + m_6 L_3; \\
C_{44} &= m_4 S_3 + m_5 L_4 + m_6 L_4; \\
C_{45} &= m_5 S_5 + m_6 L_6; \\
C_{46} &= m_6 S_6; \\
C_{51} &= m_5 L_1 + m_6 L_1; \\
C_{52} &= m_5 L_2 + m_6 L_2; \\
C_{53} &= m_5 L_3 + m_6 L_3; \\
C_{54} &= m_5 S_5 + m_6 L_4; \\
C_{55} &= m_5 S_5 + m_6 L_6; \\
C_{56} &= m_6 S_6; \\
C_{61} &= m_6 L_1; \\
C_{62} &= m_6 L_2; \\
C_{63} &= m_6 L_3; \\
C_{64} &= m_6 L_4; \\
C_{65} &= m_6 L_5; \\
C_{66} &= m_6 S_6.
\end{aligned}$$

Для рассматриваемой N -звенной модели уравнения силы реакции опоры и связи в шарнирах для i -го шарнира имеют вид:

$$\begin{aligned}
R_i(y) &= \sum_{j=1}^N C_{ij} \ddot{Q}_j \cos Q - \sum_{j=1}^N C_{ij} \dot{Q}_j^2 \sin Q_j + \sum_{s=1}^N P_s; \\
R_i(x) &= -\sum_{j=1}^N C_{ij} \ddot{Q}_j \sin Q - \sum_{j=1}^N C_{ij} \dot{Q}_j^2 \cos Q_j.
\end{aligned} \tag{2.47}$$

В приведенных уравнениях коэффициенты C_{ij} неизменны для каждой модели на всей траектории движения, поэтому их достаточно вычислить один раз. В зависимости и от значения индексов i и j коэффициенты C_{ij} равны:

$$C_{ij} = \begin{cases} C_{ij}, & \text{если } i < j \\ m_j S_j + L_j \sum_{s=j+1}^N m_s, & \text{если } i = j \\ L_j \sum_{s=i}^N m_s, & \text{если } i > j. \end{cases}$$

2.7 Кинетическая энергия

Как известно из курса теоретической механики, кинетическая энергия тела, совершающего поступательное плоскопараллельное движение, определяется выражением

$$T = \frac{mv^2}{2} \quad (2.48)$$

где T – кинетическая энергия тела; m – масса тела; v – линейная скорость любой точки тела [9; 29; 69; 93; 86].

Если движущееся тело к тому же совершает и вращательное движение, то кинетическая энергия тела будет определяться его поступательной и вращательной составляющими

$$T = \frac{mv^2}{2} + \frac{J_c \dot{Q}^2}{2}, \quad (2.49)$$

где v – линейная скорость ЦМ тела; J_c – момент инерции тела относительно оси, проходящей через ЦМ тела перпендикулярно плоскости движения; \dot{Q} – угловая скорость тела.

Движение биомеханической системы является сложным движением, т. к. оно включает в себя поступательную и вращательную компоненты, соотносимые к каждому звену рассматриваемой модели. Тогда для рассматриваемой шестизвенной биомеханической системы для каждого из звеньев кинетическая энергия определяется следующим формульным выражением:

$$T_1 = \frac{J_1 \dot{Q}_1^2}{2} + \frac{m_1 (\dot{X}C_1^2 + \dot{Y}C_1^2)}{2}, \quad (2.50)$$

где $\dot{X}C_1$ – линейная скорость ЦМ первого звена по оси Ox декартовой системы координат;

$\dot{Y}C_1$ – линейная скорость центра масс первого звена по оси Oy декартовой системы координат;

\dot{Q}_1 – угловая скорость первого звена;

J_1 – центральный момент инерции первого звена;

m_1 – масса первого звена;

T_1 – кинетическая энергия первого звена.

Аналогично для последующих звеньев:

$$\begin{aligned} T_2 &= \frac{J_2 \dot{Q}_2^2}{2} + \frac{m_2 (\dot{X}C_2^2 + \dot{Y}C_2^2)}{2}, \\ T_3 &= \frac{J_3 \dot{Q}_3^2}{2} + \frac{m_3 (\dot{X}C_3^2 + \dot{Y}C_3^2)}{2}, \\ T_4 &= \frac{J_4 \dot{Q}_4^2}{2} + \frac{m_4 (\dot{X}C_4^2 + \dot{Y}C_4^2)}{2}, \\ T_5 &= \frac{J_5 \dot{Q}_5^2}{2} + \frac{m_5 (\dot{X}C_5^2 + \dot{Y}C_5^2)}{2}, \\ T_6 &= \frac{J_6 \dot{Q}_6^2}{2} + \frac{m_6 (\dot{X}C_6^2 + \dot{Y}C_6^2)}{2}. \end{aligned} \quad (2.51)$$

Учитывая, что значения линейных скоростей ЦМ звеньев тела определяются через длины звеньев L_i , что расстояния от проксимальных суставов до ЦМ звеньев S_i и обобщенные координаты Q_i по формульным выражениям (2.43), прибегнув к тригонометрическим тождествам, можно записать уравнения определения кинетической энергии каждого звена биомеханической системы в общем виде

$$T_i = \frac{(J_i + mS_i^2) \dot{Q}_i^2}{2} + m_i \left(\sum_{k=1}^{i-1} L_k \left(\frac{L_k \dot{Q}_k^2}{2} + S_i \dot{Q}_i \dot{Q}_k \cos(Q_k - Q_i) + \sum_{j=k+1}^{i-1} L_j \dot{Q}_k \dot{Q}_j \cos(Q_j - Q_k) \right) \right) \quad (2.52)$$

Так как кинетическая энергия всей биосистемы – сумма кинетических энергий ее звеньев, то кинетическая энергия N -звенной биомеханической системы равна

$$T = \sum_{i=1}^N T_i, \quad (2.53)$$

где T_i определяется по формуле (2.52).

2.8 Моменты мышечных сил

Причина механического движения тел – силы, которые действуют между телами. Движение N -звенной биомеханической системы вследствие наложенных суставами связей – это вращательное движение одного звена относительно другого. В этом случае мера воздействия мышечного аппарата тела человека на движение определяется не силой тяги мышц, а моментами этих сил. Если мы сможем определить моменты мышечных сил, которые развивает спортсмен при выполнении соревновательных упражнений, мы сможем оценить, какие мышечные группы лимитируют возможность совершения определенных движений и целенаправленно развивать те группы мышц, которые являются ключевыми в реализации движения.

В уравнения движения, описанные в гл. 1, входят моменты мышечных сил. Следовательно, для зарегистрированного движения появляется возможность аналитического расчета моментов. Запишем формульные выражения вычисления моментов мышечных сил для рассматриваемой шестизвенной биомеханической системы:

$$\begin{aligned}
 \sum_{j=1}^6 A_{1j} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_1) - \sum_{j=1}^6 A_{1j} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_1) + Y_1 \cos \varphi_1 &= M_1 - M_2; \\
 \sum_{j=1}^6 A_{2j} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_2) - \sum_{j=1}^6 A_{2j} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_2) + Y_2 \cos \varphi_2 &= M_2 - M_3; \\
 \sum_{j=1}^6 A_{3j} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_3) - \sum_{j=1}^6 A_{3j} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_3) + Y_3 \cos \varphi_3 &= M_3 - M_4; \\
 \sum_{j=1}^6 A_{4j} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_4) - \sum_{j=1}^6 A_{4j} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_4) + Y_4 \cos \varphi_4 &= M_4 - M_5; \\
 \sum_{j=1}^6 A_{5j} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_5) - \sum_{j=1}^6 A_{5j} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_5) + Y_5 \cos \varphi_5 &= M_5 - M_6; \\
 \sum_{j=1}^6 A_{6j} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_6) - \sum_{j=1}^6 A_{6j} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_6) + Y_6 \cos \varphi_6 &= M_6.
 \end{aligned} \tag{2.54}$$

В этом случае последовательность, начиная с последнего уравнения, в формульном выражении включает не разность моментов, а значение M_6 – момент сил в лучезапястных суставах спортсмена, возможно вычисление моментов сил в каждом шарнире шестизвенной системы.

Глава III

ГЕОМЕТРИЯ МАСС ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

Для описания механического движения в пространстве и во времени используют кинематические характеристики. Однако кинематические характеристики, определяя геометрию движения, не учитывают движущиеся массы и действующие силы и поэтому не в состоянии дать ответ на вопрос о причинах возникновения и изменения движения. Динамика с использованием динамических характеристик раскрывает причины возникновения и изменения движения [41, с. 48].

Следует отметить, что расчет динамических параметров спортивных упражнений невозможен без знания о масс-инерционных характеристиках (далее – МИХ) сегментов тела человека. Уравнения динамики включают в себя параметры, характеризующие геометрию масс тела человека. *Под геометрией масс тела человека понимается массив показателей, характеризующих распределение массы как всего тела, так и его отдельных сегментов.* К таким показателям, прежде всего, относятся:

- *массы сегментов;*
- *положение центра масс сегментов;*
- *центральные моменты инерции сегментов¹;*
- *длины сегментов.*

Масса сегмента – мера его инертности в поступательном движении. Чем больше масса сегмента, тем большая сила требуется для изменения его механического состояния. Масса m равна отношению приложенной силы F к вызываемому силой ускорению a :

$$\vec{m} = \frac{\vec{F}}{a}. \quad (3.1)$$

Выражение по определению массы по формуле (3.1) основано на втором законе Ньютона, согласно которому *изменение движения пропорционально изменению действующей силы и происходит по тому направлению, по которому эта сила приложена.*

¹ Рассмотрим подробнее понятие «момент инерции сегментов» в 3.4 и «момент инерции биомеханической системы» в 3.5.

Следует отметить, что при выполнении спортивных упражнений вес спортсмена P не изменяется. Тогда формула по определению массы спортсмена m примет вид:

$$m = \frac{P}{g}, \quad (3.2)$$

где g – ускорение свободного падения тела, которое равно $9,806 \text{ м/с}^2$. Единица измерения массы – 1 кг.

Положение центра масс сегментов – точка, относительно которой сумма моментов сил тяжести, действующей на этот сегмент, равна нулю.

Вообще говоря, выше приведено определение положения центра тяжести тела, а не его центра масс. Однако в условиях однородности поля силы тяжести, точки общего центра масс и общего центра тяжести совпадают.

Длины сегментов – расстояние между центрами суставов, ограничивающих этот сегмент.

Зная МИХ сегментов тела, существует возможность определить положение общего центра масс (далее – ОЦМ) тела спортсмена расчетным методом. Положение ОЦМ тела – одна из важнейших биомеханических характеристик. Так, к примеру, в тяжелой атлетике при исследовании техники рывка и толчка определение траектории движения ОЦМ тела спортсмена имеет большое значение при исследовании вопросов сохранения устойчивого равновесия и оптимизации движений.

3.1 Методы определения геометрии масс тела человека

Расчет масс-инерционных параметров человеческого тела начинают с расчета массы и положения центра масс сегментов тела. На протяжении всего периода развития биомеханики применялись различные методы определения вышеуказанных характеристик. Первые экспериментальные данные по определению МИХ были получены при исследовании трупов зарубежными исследователями (Harless, 1860; Braune, Fisher, 1889; Dempster, 1955; Mori, Jamamoto, 1959; Hanavan, 1966; Clauser, 1969; Morrison, 1975 и др.) [73; 76; 101]. В данных исследованиях использовали

части тела замороженных трупов, преимущественно пожилых мужчин, с помощью рентгена определяли оси вращения звеньев, после чего их рас-секали и взвешивали. Затем экспериментально определялись координаты центра масс сегментов и ОЦМ биомеханической системы.

Ниже приведен пример измерений и расчетных характеристик, полученных данным методом различными авторами (таблицы 3.1, 3.2).

Таблица 3.1 – Относительные значения масс и положений центров масс отдельных сегментов тела человека (по Clauser, 1969)

Сегмент	Масса сегмента относи-тельно массы тела, %	Положение центров масс звена относительно длины сегмента, %
Голова	7,3	46,6
Туловище	50,7	38,0
Вся рука	4,9	41,3
Плечо	2,6	51,3
Предплечье и кисть	2,3	62,6
Предплечье	1,6	39,0
Кисть	0,7	18,0
Вся нога	16,1	38,2
Бедро	10,3	37,2
Голень и стопа	5,8	47,5
Голень	4,3	37,1
Стопа	1,5	44,9

Таблица 3.2 – Относительная масса отдельных звеньев тела (по Фишеру, 1887 и Бернштейну, 1926)

Звенья тела	по Фишеру	по Бернштейну	
		Мужчины	Женщины
Голова	0,0706	0,0672	0,0812
Туловище	0,4270	0,4630	0,4390
Бедро	0,1158	0,1221	0,1289
Голень	0,0527	0,0465	0,0434
Стопа	0,0179	0,0146	0,0129
Плечо	0,0336	0,0265	0,0260
Предплечье	0,0228	0,0182	0,0182
Кисть	0,0084	0,0070	0,0055

Результаты расчета масс-инерционных характеристик по среднеста-тистическим коэффициентам используются в исследованиях динамики

двигательных действий человека, однако эти значения являются неточными, потому что, во-первых, данные были получены на трупах пожилых мужчин, во-вторых, между трупной и живой тканями существует определенная разница, в-третьих, масса сегментов может меняться под влиянием тренировки.

Возросшая потребность в повышенной точности измерения геометрии масс тела человека подтолкнула исследователей к разработке более корректных методов их определения. Творческим коллективом в лаборатории Государственного центра ордена Ленина Института физической культуры кафедры биомеханики была разработана прижизненная методика определения геометрии масс сегментов тела живого человека с использованием радиоизотопного метода, основанного на физической закономерности прохождения моноэнергетического узкого пучка через материал [46].

В результате проведенного исследования [46] авторами предложено использовать при определении масс-инерционных характеристик сегментов тела испытуемых уравнения множественной регрессии, учитывающие антропометрические особенности испытуемых (длина тела и масса).

В частности, если в качестве учитываемых параметров тела выступают масса и рост испытуемого, то определяемая масс-инерционная характеристика сегмента (масса, положение центра тяжести (далее – ЦТ), центральный момент инерции) вычисляется по формуле

$$Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2, \quad (3.3)$$

где Y – масса сегмента или положение ЦТ; X_1 – общая масса тела в килограммах; X_2 – длина тела (рост) в сантиметрах; B_i – коэффициенты уравнений множественной регрессии.

Таблица 3.3 – Коэффициенты уравнений множественной регрессии для вычисления масс-инерционных характеристик сегментов тела человека по весу (X_1) и длине (X_2)

Сегмент	B_0	B_1	B_2
Масса сегмента, кг			
Кисть	-0,1165	0,0036	0,00175
Предплечье	0,3185	0,01445	-0,00114
Плечо	0,250	0,03012	-0,0027

Сегмент	B_0	B_1	B_2
Масса сегмента, кг			
Голова	1,296	0,0171	0,0143
Бедро	-2,649	0,1463	0,0137
Голень	-1,592	0,0362	0,0121
Стопа	-0,829	0,0077	0,0073
Положение центра масс на продольной оси сегмента, см			
Кисть	4,11	0,026	0,033
Предплечье	0,192	-0,028	0,093
Плечо	1,67	0,03	0,054
Голова	8,357	-0,0025	0,023
Бедро	-2,42	0,038	0,135
Голень	-6,05	-0,039	0,142
Стопа	3,767	0,065	0,033

Чем больше индивидуальных антропометрических характеристик используется в уравнении регрессии, тем с меньшей погрешностью будут определены МИХ. Так, для определения длин сегментов тела, в том числе и различных отделов туловища, предложено использовать следующие уравнения:

$$Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2 + B_3 X_3, \quad (3.4)$$

где Y – длина сегмента; X_1 – длина ноги; X_2 – длина тела (рост); X_3 – длина руки; B_i – коэффициенты уравнений множественной регрессии.

Значения используемых здесь коэффициентов приведены в таблице 3.4.

**Таблица 3.4 – Длина сегментов тела
(по данным В. М. Зациорского и др., 1981)**

№	Сегмент	Длина сегментов тела, см			
		B_0	B_1	B_2	B_3
1	Стопа	0,516	0,0086	0,109	0,069
2	Голень	1,05	0,282	0,049	0,033
3	Бедро	5,34	0,330	0,093	-0,012
4	Кисть	1,28	-0,072	0,02	0,256
5	Предплечье	7,19	0,134	0,0016	0,062
6	Плечо	1,79	0,309	-0,12	0,185
7	Голова	15,90	-0,046	0,094	-0,047
8	Верхняя часть туловища	3,78	-0,133	0,11	0,17
9	Средняя часть туловища	3,16	-0,219	0,241	-0,042
10	Нижняя часть туловища	-12,9	-0,16	0,19	0,26

Если при вычислении МИХ сегментов конечностей их границы довольно просто определяются суставами, то при определении МИХ различных частей туловища проблематично установить границы этих частей. Для корректного определения длин частей туловища обычно пользуются рекомендациями, представленными в таблице 3.5

Таблица 3.5 – Антропометрические точки, указывающие границы сегментов

1. Верхний отдел туловища	
Проксимальная точка –	остистый отросток седьмого шейного позвонка
Дистальная точка –	нижне-грудной отдел позвоночника
2. Средний отдел туловища	
Проксимальная точка –	нижне-грудной отдел позвоночника
Дистальная точка –	пупочная область
3. Нижний отдел туловища	
Проксимальная точка –	пупочная область
Дистальная точка –	передняя подвздошная ость

Использование уравнений множественной регрессии является более предпочтительным, чем использование среднестатистических коэффициентов, так как в этом случае используется больше индивидуальных антропометрических данных человека, что обеспечивает большую точность расчетов.

3.2 Определение МИХ для *N*-звенной модели опорно-двигательного аппарата тела человека

При моделировании техники различных спортивных упражнений используются модели с различной сегментацией, т. е. с различным числом звеньев. Наиболее простая модель для исследования техники тяжелоатлетических упражнений – модель, состоящая из шести звеньев². В данной модели сегменты головы и туловища объединены в одно звено. Встает вопрос об определении МИХ этого звена. Кроме того, при анализе некоторых особо простых движений верхние и нижние конечности спортсмена

² См. гл. 1.

тоже могут рассматриваться, как одно звено. Рассмотрим метод расчета данных характеристик и введем следующие обозначения:

- - сустав;
- - ЦМ сегмента.

Если рассматривать руку человека как одно звено, то для определения МИХ можно использовать следующую схему рисунка.

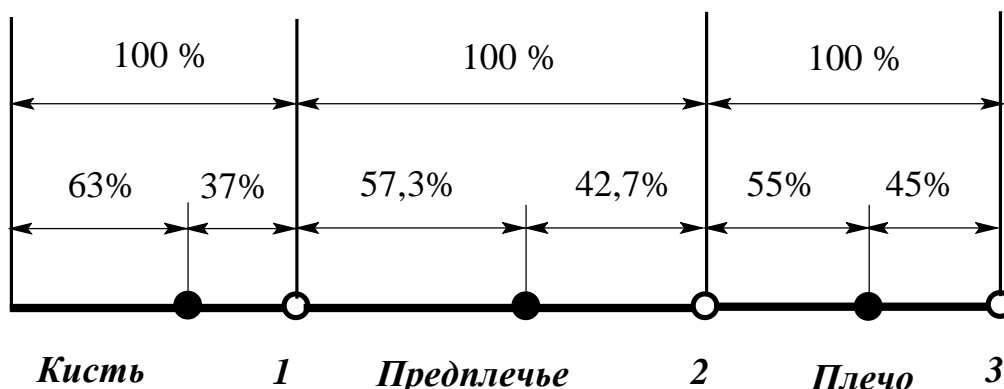


Рисунок 3.1 – Антропометрические точки сегментов руки

1 – лучезапястный сустав; антропометрическая точка для кисти – шиловидная. 2 – локтевой сустав; антропометрическая точка для предплечья – плечелучевая. 3 – плечевой сустав; антропометрическая точка для плеча – акромиальная.

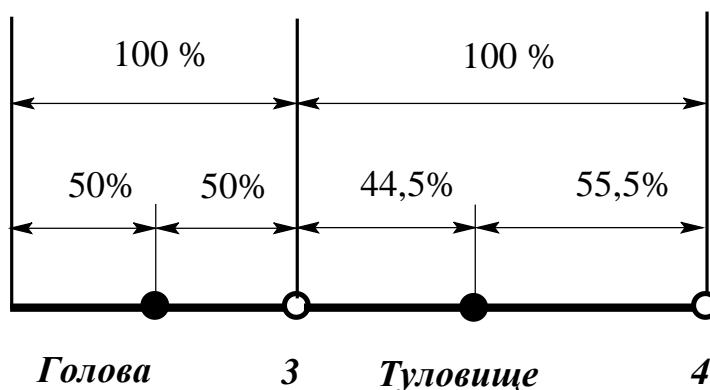


Рисунок 3.2 – Антропометрические точки сегментов туловища с головой

3 – плечевой сустав; антропометрическая точка для головы – остистый отросток 7-го шейного позвонка. 4 – тазобедренный сустав.

Если рассматривать ногу спортсмена как одно звено, то координаты масс сегментов можно определить согласно следующей схеме рисунка.

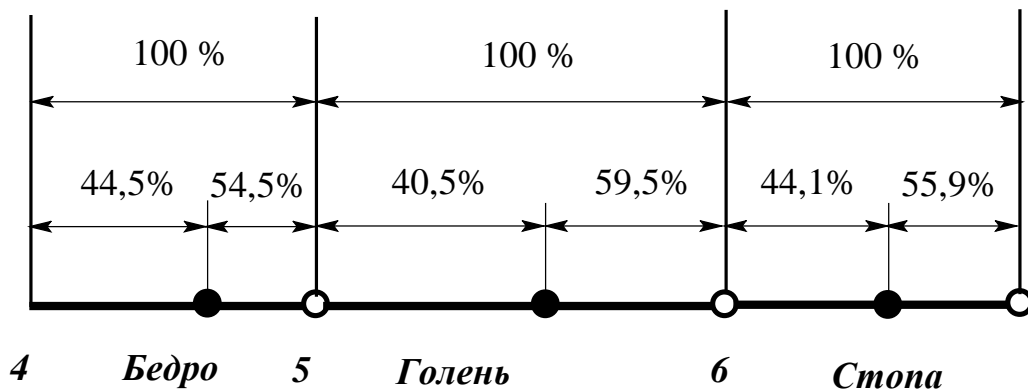


Рисунок 3.3 – Антропометрические точки сегментов ноги

4 – тазобедренный сустав; антропометрическая точка для бедра – переднеподвздошная. 5 – коленный сустав: антропометрическая точка для голени – верхнеберцовая. 6 – голеностопный сустав: антропометрическая точка для стопы – пяточная.

3.3 Экспериментально-аналитический метод определения общего центра тяжести тела человека

Итак, зная МИХ сегментов тела человека, возможно определение координат общий центр тяжести (далее – ОЦТ) тела по следующим формулам:

$$X_c = \frac{\sum_{i=1}^N X_{c_i} P_i}{\sum_{i=1}^N P_i} ; \quad Y_c = \frac{\sum_{i=1}^N Y_{c_i} P_i}{\sum_{i=1}^N P_i} , \quad (3.5)$$

где X_c – координата ОЦМ системы тел по оси O_x ;

Y_c – координата ОЦМ системы тел по оси O_y ;

X_{c_i} – координата центра масс i -го тела по оси O_x ;

Y_{c_i} – координата центра масс i -го тела по оси O_y ;

P_i – масса i -го звена;

N – количество звеньев модели.

Подставляя формульные зависимости (2.17) в уравнение (3.5) получим:

$$X_c = \frac{\sum_{i=1}^n m_i S_i \cos Q_i + \sum_{k=2}^n m_k \sum_{j=1}^{i-1} L_j \cos Q_j}{\sum_{i=1}^n m_i};$$

$$Y_c = \frac{\sum_{i=1}^n m_i S_i \sin Q_i + \sum_{k=2}^n m_k \sum_{j=1}^{i-1} L_j \sin Q_j}{\sum_{i=1}^n m_i}.$$
(3.6)

Приняв обозначение

$$A_i = \frac{m_i S_i + L_i \sum_{j=i+1}^N m_j}{\sum_{i=1}^N m_i};$$
(3.7)

формулы координат ОЦТ человека примут вид:

$$X_c = \sum_{i=1}^N A_i \cos Q_i, \quad Y_c = \sum_{i=1}^N A_i \sin Q_i.$$
(3.8)

Коэффициенты A_i определяются только значениями МИХ сегментов тела человека, т. е. являются постоянными. Учитывая наличие погрешности МИХ сегментов, а в случае суммирования в формуле (3.7) погрешности возрастают, встает вопрос о возможности увеличения точности определения данных коэффициентов.

Экспериментально-аналитический метод определения коэффициентов A_i обладает достаточной точностью и в принципе не требует специального оборудования. Метод для трехзвенной модели был разработан Ю.А. Ипполитовым [50]. Расширим идеи автора, указав экспериментальный способ расчета для семизвенной модели.

На две трехгранные призмы, одна из которых расположена на медицинских весах, а вторая – на полу, укладывается доска в горизонтальном положении (рисунок 3.4). Измеряется давление доски на весы (R_o).

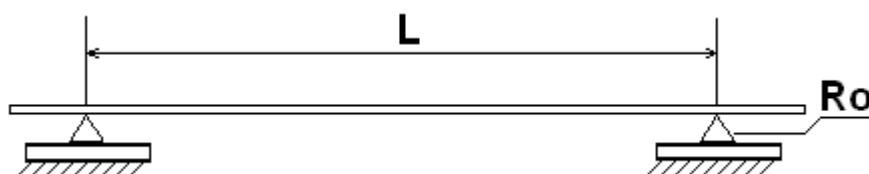


Рисунок 3.4 – Расположение доски на медицинских весах и на полу

Затем испытуемый принимает на доске положение лежа, руки вверх (руки на одной прямой линии с туловищем), таким образом, чтобы фаланги пальцев кистей рук проецировались на вершину трехгранной призмы, расположенной на полу (рисунок 3.5).

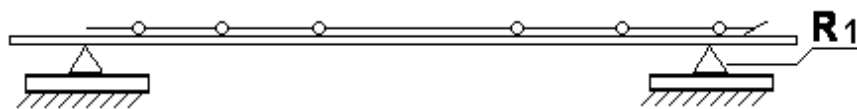


Рисунок 3.5 – Первое измерение силы реакции опоры R_1

Введем обозначения:

φ_1 – угол, образованный линией, соединяющей фаланги пальцев кистей и лучезапястных суставов по продольной оси кистей, и доской;

φ_2 – угол, образованный линией, соединяющей лучезапястные и локтевые суставы по продольной оси предплечий, и доской;

φ_3 – угол, образованный линией, соединяющей локтевые и плечевые суставы по продольной оси плеч, и доской;

φ_4 – угол, образованный линией, соединяющей плечевые и тазобедренные суставы по продольной оси туловища, и доской;

φ_5 – угол, образованный линией, соединяющей тазобедренные и коленные суставы по продольной оси бедер, и доской;

φ_6 – угол, образованный линией, соединяющей коленные и голеностопные суставы по продольной оси голеней, и доской;

φ_7 – угол, образованный линией, соединяющей голеностопные суставы и фаланги пальцев по продольной оси стоп, и доской.

В принятом положении все φ_i равны 0° . Для этого случая координата центра масс испытуемого по оси Ox находится по формуле

$$X_1 = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 + A_7 = \frac{(R_1 - R_0)L}{P}, \quad (3.9)$$

где R_1 – давление тела и доски; R_0 – давление доски; L – расстояние между вершинами призм; P – вес спортсмена.

При втором измерении (рисунок 3.6) силы реакции опоры (R_1), испытуемый приподнимает кисти рук до вертикального положения (не сдви-

гаясь с места). В этом случае ордината ОЦМ тела спортсмена находится из выражения ($\varphi_1 = 0^\circ$, остальные $\varphi_i = 90^\circ$)

$$Y_1 = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 + A_7 = \frac{(R_2 - R_0)L}{P - L_1}, \quad (3.10)$$

здесь L_1 – длина кисти.



Рисунок 3.6 – Второе измерение силы реакции опоры R_2

Измеряя давление тела и доски R_3 в положении, при котором спортсмен располагает стопы ног вертикально (рисунок 3.7), определяют координаты ОЦМ тела испытуемого по оси абсцисс для всех углов $\varphi_i = 0^\circ$, кроме седьмого ($\varphi_7 = 90^\circ$).

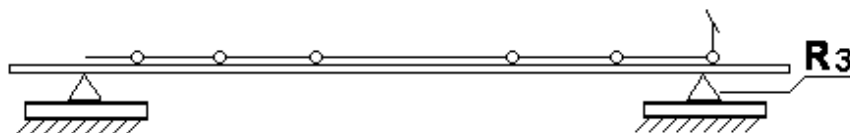


Рисунок 3.7 – Третье измерение силы реакции опоры R_3

Уравнения, определяющие координату ОЦМ тела спортсмена по оси Ox при заданных углах с использованием коэффициентов A_i , имеют вид

$$X_2 = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 = \frac{(R_3 - R_0)L}{P}. \quad (3.11)$$

Четвертое измерение силы реакции опоры R_4 производят в положении, при котором бедра ног испытуемого расположены вертикально, а остальные звенья тела находятся в горизонтальном положении (рисунок 3.8).

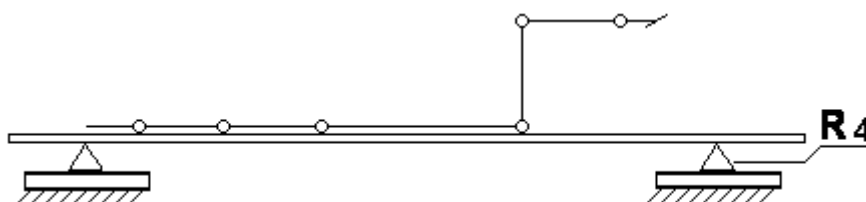


Рисунок 3.8 – Четвертое измерение силы реакции опоры R_4

Для рассматриваемого положения $\varphi_5 = 90^\circ$ остальные звенья модели образуют по отношению к опоре углы, равные нулю ($\varphi_i = 0^\circ$). Для заданных углов между звеньями тела и опорой уравнение координаты ОЦМ тела спортсмена по оси абсцисс запишется в виде

$$X_3 = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 + A_7 = \frac{(R_4 - R_0)L}{P}. \quad (3.12)$$

Можно заметить, что в уравнении (3.12) отсутствует коэффициент A_5 , связанный с изменением координаты ОЦМ тела испытуемого при сгибательно-разгибательных движениях в тазобедренных суставах. Для нахождения еще трех неизвестных коэффициентов A_i необходимо выполнить дополнительно еще три измерения силы реакции опоры при различных суставных углах.

Следующее измерение проведем при вертикальном расположении ног над опорой (рисунок 3.9).

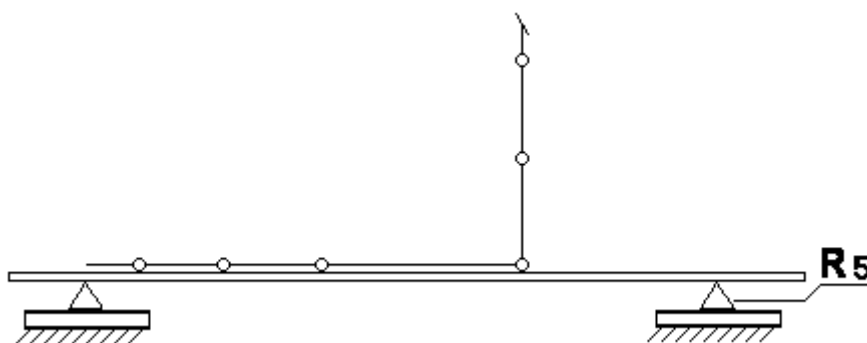


Рисунок 3.9 – Пятое измерение силы реакции опоры R_5

При пятом измерении силы реакции опоры R_5 первые четыре угла, если рассчитывать координату ОЦМ тела испытуемого по оси абсцисс, равны нулю, т. е. $\varphi_1 = \varphi_2 = \varphi_3 = \varphi_4 = 0^\circ$. Остальные три угла ($\varphi_5, \varphi_6, \varphi_7$) равны 90° . Для заданных угловых значений между звеньями модели и опорой уравнение координаты ОЦМ тела спортсмена по оси абсцисс имеет вид

$$X_4 = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 = \frac{(R_5 - R_0)L}{P}. \quad (3.13)$$

В шестом измерении потребуем, чтобы угол между руками и туловищем составлял 90° . Для этого испытуемый (не сдвигаясь с места) поднимает руки до вертикального положения над опорой (рисунок 3.10).

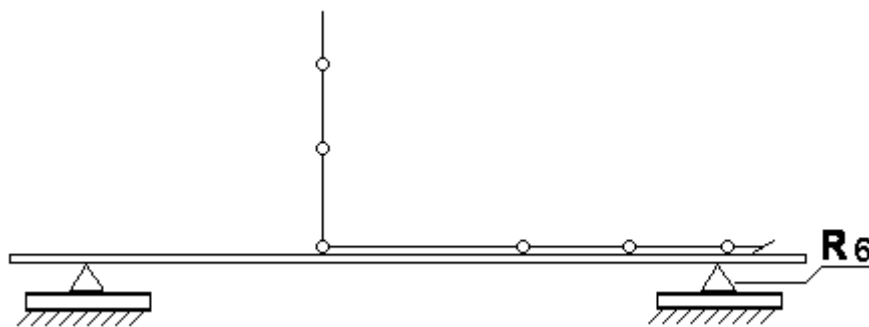


Рисунок 3.10 – Шестое измерение силы реакции опоры R_6

При данном положении звеньев тела испытуемого уравнения координаты ОЦМ тела испытуемого по оси ординат примет вид

$$Y_2 = A_4 + A_5 + A_6 + A_7 = \frac{(R_6 - R_0)L}{P - L_1 - L_2 - L_3}, \quad (3.14)$$

где L_1, L_2, L_3 соответственно длина кисти, предплечья, плеча.

Для заключительного измерения имеем такое расположение звеньев тела испытуемого, при котором плечи расположены вертикально над опорой (рисунок 3.11), а остальные звенья биомеханической системы занимают горизонтальное положение.

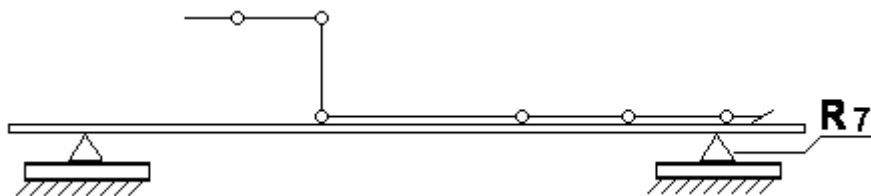


Рисунок 3.11 – Седьмое измерение силы реакции опоры R_7

В этом случае определяется реакция опоры R_7 при углах между звеньями тела испытуемого равными 90° ($\varphi_3 = 90^\circ$), остальные углы – 0° ($\varphi_i = 0^\circ$). Уравнением, определяющим координату ОЦМ тела испытуемого по оси O_x , для заданной конфигурации биомеханической системы будет:

$$X_5 = A_1 + A_2 + A_4 + A_5 + A_6 + A_7 = \frac{(R_7 - R_0)L}{P}. \quad (3.15)$$

Решая полученную систему уравнений (3.9–3.14), получим уравнения (3.15) для определения численных значений коэффициентов A_i по:

$$\begin{aligned} A_1 &= X_1 - Y_1; \\ A_2 &= X_5 - Y_2 - X_2; \\ A_3 &= X_1 - Y_2; \end{aligned} \quad (3.16)$$

$$A_4 = X_4 - X_1 + Y_2;$$

$$A_5 = X_1 - X_3;$$

$$A_6 = X_3 - X_4 - Y;$$

$$A_7 = X_1 - X_2.$$

Описанный выше экспериментально-аналитический метод определения координат ОЦТ тела человека предполагает, в соответствии с методикой измерений, расчет коэффициентов A_i для случая, если опорным звеном модели являются кисти рук, расположенные в начале системы координат.

В то же время многие соревновательные упражнения выполняются как с опорой на руки, так и с опорой на ноги. Тогда, если опорным звеном являются стопы и они располагаются в начале базовой системы координат, то для определения коэффициентов B_i испытуемого необходимо расположить на измерительной площадке таким образом, чтобы фаланги пальцев стоп проецировались на вершину трехгранной призмы, расположенной на полу, т. е. повернуть испытуемого на 180° . В первом случае на вершину трехгранной призмы проецировались фаланги пальцев кистей рук (рисунок 3.4). В дальнейшем все коэффициенты B_i будут определяться относительно этого принятого исходного положения таким же образом, как и коэффициенты A_i . Однако получить значения коэффициентов B_i для положения, когда ноги являются опорным звеном, можно и аналитическим способом, приняв во внимание результаты первого измерения, с использованием коэффициентов A_i (рисунок 3.12). Продемонстрируем данный подход на примере двухзвенной модели.

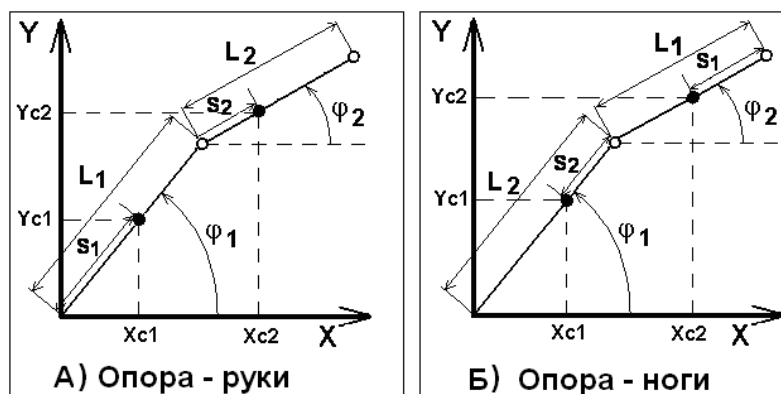


Рисунок 3.12 – Кинематическая схема двухзвенной модели ОДА человека в условиях опоры на руки (А) и на ноги (Б)

Действительно

$$X_C = \frac{P_1 X_{C_1} + P_2 X_{C_2}}{P_1 + P_2}, \quad Y_C = \frac{P_1 Y_{C_1} + P_2 Y_{C_2}}{P_1 + P_2}. \quad (3.17)$$

$$A_1 P = P_1 S_1 + P_2 L_1$$

$$A_2 P = P_2 S_2$$

$$B_1 P = P_2(L_2 - S_2) + P_1 L_2 = P_2 L_2 + P_1 L_2 - P_2 S_2 = L_2 P - A_2 P$$

$$B_2 P = P_1(L_1 - S_1) = P_1 L_1 - P_1 S_1 = P_1 L_1 - (A_1 - P_2 L_1) = L_1 P - A_1 P.$$

Отсюда:

$$B_1 = L_2 - A_2, \quad B_2 = L_1 - A_1. \quad (3.18)$$

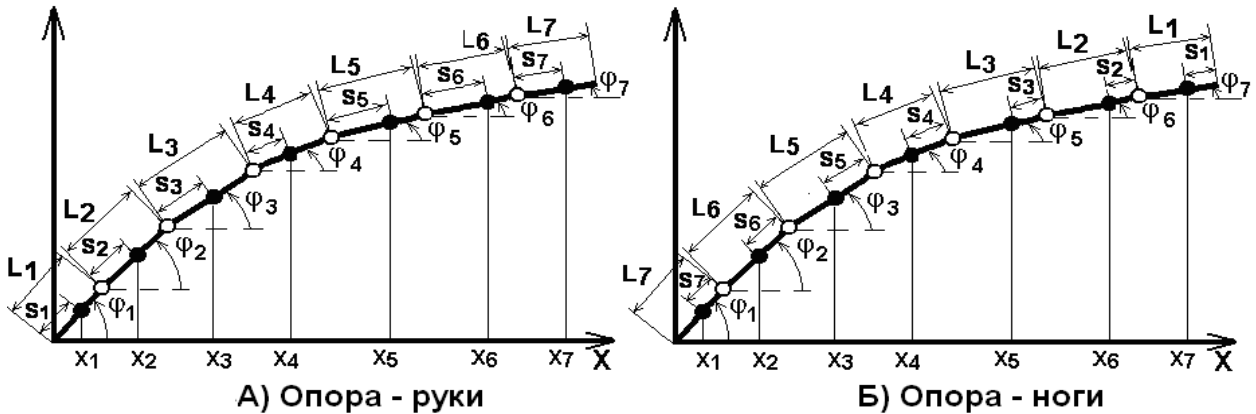


Рисунок 3.13 – Кинематическая схема семизвенной модели ОДА человека в условиях опоры на руки (А) и на ноги (Б)

Тогда для рассматриваемой семизвенной модели (рисунок 3.13) могут быть получены следующие формульные зависимости для координат ОЦТ:

$$X_C = \frac{P_1 x_1 + P_2 x_2 + P_3 x_3 + P_4 x_4 + P_5 x_5 + P_6 x_6 + P_7 x_7}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6 + P_7},$$

$$Y_C = \frac{P_1 y_1 + P_2 y_2 + P_3 y_3 + P_4 y_4 + P_5 y_5 + P_6 y_6 + P_7 y_7}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4 + P_5 + P_6 + P_7}.$$

Коэффициенты B_i запишем в виде:

$$B_1 = L_7 - A_7;$$

$$B_2 = L_6 - A_6;$$

$$B_3 = L_5 - A_5;$$

$$B_4 = L_4 - A_4;$$

$$B_5 = L_3 - A_3;$$

$$B_6 = L_2 - A_1;$$

$$B_7 = L_1 - A_1.$$

Получим

$$B_i = L_{N-i+1} - A_{N-i+1}.$$

3.4 Моменты инерции сегментов тела

Как известно, любое материальное тело обладает свойством инертности. Причем это свойство проявляется только при изменении величины или направления скорости. В соответствии с законом инерции движущийся объект будет продолжать равномерное прямолинейное движение, пока на него не подействует сила [101, с. 45]. Мерой инертности в поступательных движениях является его масса, а во вращательном движении – момент инерции.

Численно момент инерции определяется суммой произведений элементарных масс тела на квадрат расстояния этих масс до оси вращения:

$$J = \sum_i m_i r_i^2 \quad (3.19)$$

Определение момента инерции произвольного тела – сложная задача. Одним из наиболее простых способов определения моментов инерции сегментов является их представление в виде стержней, однако данному подходу присущи большие погрешности. Более точным является метод аппроксимации звеньев тела и сегментов различными геометрическими фигурами [8; 13]. Представляя части тела человека в виде тел правильной геометрической формы с равномерно распределенной массой, вычисляют по соответствующим формулам их масс-инерционные характеристики. К примеру, аппроксимируя звенья тела и сегменты усеченными конусами [14], определяют момент инерции сегментов тела человека по табличным данным М.Ф. Фаворина (1970) [95], которые позволяют, зная отношение радиусов конуса и его высоту, выразить искомые величины посредством введения соответствующих коэффициентов в расчетные формулы.

Наиболее точным расчетным методом определения центральных моментов инерции сегментов тела человека на сегодняшний день считается использование уравнений множественной регрессии, коэффициенты которых получены по результатам прижизненной радиоизотопной диагностики [46]. Его погрешность не превышает 3 %. В результате выполненных исследований авторами [46] были определены коэффициенты B_i уравнений множественной регрессии вида

$$Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2, \quad (3.20)$$

где Y – центральный момент инерции сегмента тела, X_1 – вес тела, X_2 – длина тела (рост), B_i – коэффициенты уравнений множественной регрессии (таблица 3.6).

Таблица 3.6 – Коэффициенты для определения центральных моментов инерции сегментов тела (по данным В.М. Зациорского, 1981)

№	Сегмент	B_0	B_1	B_2
1	Стопа	-97,09	0,414	0,616
2	Голень	-1152,00	4,594	6,815
3	Бедро	-3690,00	32,020	19,240
4	Кисть	-13,68	0,088	0,092
5	Предплечье	-67,90	0,855	0,376
6	Плечо	-232,00	1,525	1,343
7	Голова	-112,00	1,430	1,730
8	Верхняя часть туловища	367,00	18,300	-5,730
9	Средняя часть туловища	263,00	26,700	-8,000
10	Нижняя часть туловища	-934,00	11,800	3,440

3.5 Момент инерции биомеханической системы

Если известен центральный момент инерции тела относительно какой-либо оси, то можно определить и его момент инерции относительно параллельной оси, расположенной на произвольном расстоянии от первой. С этой целью можно воспользоваться формулой

$$J_0 = J_c + mr^2, \quad (3.21)$$

где J_0 – момент инерции тела относительно оси вращения, J_c – центральный момент инерции тела, m – масса тела, r – расстояние от оси вращения до ЦМ тела.

В механике момент инерции материальной системы, состоящей из нескольких твердых тел с известными моментами инерции, определяют как сумму моментов инерции всех твердых тел, входящих в систему, относительно той же оси [9; 93; 86].

Уравнения для определения момента инерции системы тел имеют вид

$$J_0 = \sum_{i=1}^n J_{c_i} + \sum_{i=1}^n m_i r_i^2, \quad (3.22)$$

где J_0 – момент инерции системы тел относительно оси вращения O , J_{c_i} – центральный момент инерции i -го тела, m_i – масса i -го тела, r_i – расстояние от ЦМ i -го тела до оси вращения O , i – порядковый номер тела, n – количество тел в системе.

В развернутой записи для рассматриваемой шестизвеной биомеханической системы уравнения, определяющие момент инерции системы тел относительно оси вращения O , находятся из выражения

$$Y_o = Y_{c_1} + Y_{c_2} + Y_{c_3} + Y_{c_4} + Y_{c_5} + Y_{c_6} + m_1 r_1^2 + m_2 r_2^2 + m_3 r_3^2 + m_4 r_4^2 + m_5 r_5^2 + m_6 r_6^2 \quad (3.23)$$

3.6 Линейная скорость и линейное ускорение ОЦМ биомеханической системы

Поставленная задача методики определения линейной скорости и линейного ускорения может быть решена следующим образом. Необходимо продифференцировать уравнение координат ОЦМ в развернутом виде (3.8) по времени:

$$\begin{aligned} \dot{Y}_c &= A_1 \dot{Q}_1 \cos Q_1 + A_2 \dot{Q}_2 \cos Q_2 + A_3 \dot{Q}_3 \cos Q_3 + A_4 \dot{Q}_4 \cos Q_4 + A_5 \dot{Q}_5 \cos Q_5 + A_6 \dot{Q}_6 \cos Q_6; \\ \dot{X}_c &= -A_1 \dot{Q}_1 \sin Q_1 - A_2 \dot{Q}_2 \sin Q_2 - A_3 \dot{Q}_3 \sin Q_3 - A_4 \dot{Q}_4 \sin Q_4 - A_5 \dot{Q}_5 \sin Q_5 - A_6 \dot{Q}_6 \sin Q_6; \end{aligned} \quad (3.24)$$

Результирующую скорость ОЦМ (R) найдем из выражения

$$R = \sqrt{X_c^2 + Y_c^2}. \quad (3.25)$$

Для N -звенной модели биомеханической системы на основании уравнений (3.8) получим:

$$\begin{aligned} \dot{Y}_c &= \sum_{i=1}^N A_i \dot{Q}_i \cos Q_i, \\ \dot{X}_c &= -\sum_{i=1}^N A_i \dot{Q}_i \sin Q_i. \end{aligned} \quad (3.26)$$

Выполнив дифференцирование уравнения (3.26) по времени, получим выражение, определяющее линейное ускорение ОЦМ шестизвеной модели ОДА тела человека по осям Oy , Ox :

$$\begin{aligned}
\ddot{Y}_c &= A_1 \ddot{Q}_1 \cos Q_1 + A_2 \ddot{Q}_2 \cos Q_2 + A_3 \ddot{Q}_3 \cos Q_3 + \\
&+ A_4 \ddot{Q}_4 \cos Q_4 + A_5 \ddot{Q}_5 \cos Q_5 + A_6 \ddot{Q}_6 \cos Q_6 - \\
&- A_1 \dot{Q}_1^2 \sin Q_1 - A_2 \dot{Q}_2^2 \sin Q_2 - A_3 \dot{Q}_3^2 \sin Q_3 - \\
&- A_4 \dot{Q}_4^2 \sin Q_4 - A_5 \dot{Q}_5^2 \sin Q_5 - A_6 \dot{Q}_6^2 \sin Q_6; \\
\ddot{X}_c &= A_1 \ddot{Q}_1 \sin Q_1 + A_2 \ddot{Q}_2 \sin Q_2 + A_3 \ddot{Q}_3 \sin Q_3 + \\
&+ A_4 \ddot{Q}_4 \sin Q_4 + A_5 \ddot{Q}_5 \sin Q_5 + A_6 \ddot{Q}_6 \sin Q_6 - \\
&- A_1 \dot{Q}_1^2 \cos Q_1 - A_2 \dot{Q}_2^2 \cos Q_2 - A_3 \dot{Q}_3^2 \cos Q_3 - \\
&- A_4 \dot{Q}_4^2 \cos Q_4 - A_5 \dot{Q}_5^2 \cos Q_5 - A_6 \dot{Q}_6^2 \cos Q_6.
\end{aligned} \tag{3.27}$$

Тогда для N -звенной биомеханической системы можем записать:

$$\begin{aligned}
\ddot{Y}_c &= \sum_{i=1}^N A_i \ddot{Q}_i \cos Q_i - \sum_{i=1}^N A_i \dot{Q}_i^2 \sin Q_i, \\
\ddot{X}_c &= -\sum_{i=1}^N A_i \ddot{Q}_i \sin Q_i - \sum_{i=1}^N A_i \dot{Q}_i^2 \cos Q_i.
\end{aligned} \tag{3.28}$$

Глава IV

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ТЕХНИКИ ТЯЖЕЛОАТЛЕТИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ

4.1 Методологические подходы изучения техники тяжелоатлетических упражнений

В научной и научно-методической литературе по тяжелой атлетике имеется огромное количество работ, посвященных изучению и обучению технике классических тяжелоатлетических упражнений.

Согласно А.К. Самусевичу, «под техникой в спорте принято понимать индивидуальное мастерство спортсмена, его способы, приемы, двигательные навыки и действия, применяемые при выполнении соревновательного упражнения. В более узком смысле спортивная техника – это не все приемы и способы, применяемые при выполнении определенного упражнения, а лишь наиболее рациональные, обеспечивающие наивысшую эффективность решения двигательной задачи» [85, с. 27]. Автор делает вывод, что сущность совершенной техники в тяжелой атлетике заключается в том, чтобы разумно использовать свои двигательные возможности и поднять наибольший вес.

А.И. Божко «под техникой тяжелоатлетических упражнений понимает совокупность специальных приемов, которые облегчают поднятие штанги и дают возможность атлету рационально, полноценно использовать свои физические данные и качества в поднятии максимального для него веса [12, с. 3].

А.Н. Воробьев считает, что «техника тяжелоатлета – это система специальных движений, направленных на максимальную реализацию приобретенных спортсменом в процессе тренировки динамических силовых возможностей, которые рационально используют внешние и внутренние силы» [18, с. 32]. Автор рассматривает тяжелоатлетические упражнения как систему, состоящую из нескольких компонентов, при этом расположение компонентов ступенчатое, трехпорядковое или четырехпорядко-

вое. Компоненты первого порядка (приемы) самые крупные. Каждый прием состоит из компонентов второго порядка (частей). Каждая часть, в свою очередь, образуется из компонентов третьего порядка (фаз). Каждая фаза состоит из компонентов четвертого порядка (элементов), которые представляют собой самые мелкие компоненты.

В работе М.Г. Лукьянова «Тяжелая атлетика для юношей» показана описательная техника толчка и подъема штанги на грудь без учета индивидуальных особенностей спортсменов [63].

В исследованиях В.А. Дружинина, А.А. Лукашова [38; 62] авторами проведен сравнительный анализ техники толчка у начинающих спортсменов и спортсменов высокой спортивной квалификации, при обучении техники толчка авторы рекомендуют использовать расчлененный метод выполнения упражнений.

В работе Н.Д. Ге «Методика обучения технике тяжелоатлетических упражнений» описана методика обучения технике толчка и рывка основанная на обратной последовательности обучения элементам, фазам и периодам биомеханической структуры техники рывка и подъема штанги на грудь с комплексным использованием граничных поз, выделенных из двигательной структуры соревновательных упражнений [28].

Следует отметить, что до середины 60-х годов XX столетия в тяжелой атлетике предпочтение отдавалось воспитанию силовых возможностей тяжелоатлетов, поэтому в специальной научной литературе отсутствуют количественные сведения о важнейших биомеханических характеристиках данного упражнения, хотя рядом авторов изучалась техника рывка и толчка спортсменов высокой спортивной квалификации [52; 64; 67; 79; 80–83; 91].

В исследовании А.Н. Малютиной «Значение ритмо-временной структуры техники рывка у женщин-тяжелоатлетов» с использованием инструментальных методик проведен анализ ритмо-временной структуры техники рывка у женщин тяжелоатлетов [65]. Результат показал, что физическая подготовленность и антропометрические данные влияют на биомеханические характеристики и корреляционную структуру техники выполнения рывка женщинами-тяжелоатлетами.

Одной из первых попыток коррекции техники выполнения тяжелоатлетических упражнений было использование тренажерных устройств. Однако их использование в тренировочном процессе технического совершенствования тяжелоатлетов не получило широкого распространения в связи с тем, что, с одной стороны, конструктивные недостатки ограничивают диапазон их применения в решении педагогических задач, а, с другой, большинство тренажеров для совершенствования движений тяжелоатлетов обладают одним общим недостатком – они не позволяют получить текущую информацию о биомеханических характеристиках движения в ходе выполнения упражнения [98].

В 70–80 годы XX столетия с целью коррекции техники и получения количественной информации тяжелоатлетических упражнений широкое распространение получили технические средства срочной информации в виде компактных электрических устройств [39; 78]. В частности, широкое распространение получили датчики ускорений, тензометрические датчики, датчики скорости и перемещения, с помощью которых непосредственно прямым измерением можно получить требуемую характеристику или величину [30; 31; 34; 47; 49].

Параллельно с развитием электрических устройств начали развиваться бесконтактные методы регистрации, которые можно классифицировать следующим образом:

- 1) стереофотограмметрический метод;
- 2) кинематографический метод;
- 3) видеографический метод [92].

В работе Р.А. Романа «Пространственная точность движений тяжелоатлета, ее совершенствование и значение двигательного анализатора» на основе съемки спортивного упражнения на широкоформатную съемочную аппаратуру была сделана первая попытка в отечественной тяжелой атлетике провести количественный биомеханический анализ техники толчка и рывка спортсменов высокой спортивной квалификации [81]. Хотя автором и были получены необходимые биомеханические характеристики, однако обработка данных, выполняемая зачастую вручную, без помощи ЭВМ, занимала огромное количество времени.

В последнее время в связи с бурным прогрессом в развитии электронных устройств широкое распространение при анализе техники спортивных упражнений получили программно-аппаратные комплексы, которые позволяют получить количественную информацию о характеристиках техники выполняемого упражнения. В частности, такие комплексы уже использовали многие специалисты в спортивных играх (В.М. Костюкевич, 2006; Н.А. Носко, 2000–2012), плавании (В.Н. Платонов, 2011), легкой атлетике (В.И. Бобровник, 2007; В.В. Гамалий, 2004–2010 и др.), в тяжелой атлетике (А.Н. Фураев, 1988–1996; П. Полетаев, 2005; А.Н. Малютина, 2008; В.Г. Олешко, 2005, 2012 и др.).

В результате полученные данные биомеханического анализа техники спортивных упражнений используются в учебно-тренировочном процессе спортсменов высокой спортивной квалификации, что несомненно приводит к повышению результативности спортивной деятельности.

В частности, в работе А.Н. Фураева «К вопросу о компьютеризации анализа выполнения спортивных упражнений» описывается автоматизированная система контроля за биомеханическими характеристиками техники рывка в тяжелой атлетике [97]. Этот комплекс позволяет выявить до 20 различных ошибок в технике движений тяжелоатлетов и выдать методические рекомендации по их исправлению непосредственно во время тренировки. Однако, во-первых, использование этого комплекса ограничено рамками тренировочного процесса, т. к. требуется использование специальной лаборатории, во-вторых по мере уменьшения веса штанги изменяется траектория ее движения, характер усилий и другие биомеханические характеристики упражнения [21; 39; 65; 98], а ведь именно эти данные представляют интерес для практики.

Современная спортивная наука разрабатывает новые бесконтактные методы регистрации движений спортсмена, которые смогут на порядок ускорить процесс получения биомеханических характеристик спортивных упражнений, и рамки применения которых не ограничатся тренировочным процессом. С этой целью в настоящее время применяются различные бесконтактные опико-электронные компьютеризированные системы. На сегодняшний день крупнейшими мировыми производителями таких ком-

плексов являются «Peak Performance Technologies Inc.» (США), «Motion Analysis Corp.» (США), «Biovision» (США), Elite (Италия), «Sell Spot» (Швеция), «Oxford Metrics» (Великобритания), «Optotrack», «Costel», «Coda», «Northern Digital's Watsmart» (Канада).

В исследовании Л. Эстебана «Коррекция техники выполнения рывка штанги у тяжелоатлетов высокой квалификации на основе биохимического анализа» проведен биомеханический анализ техники рывка в тяжелой атлетике с использованием бесконтактных методов [102].

Однако на отечественном рынке и в странах СНГ данные программно-аппаратные комплексы слабо представлены вследствие их высокой стоимости. Поэтому разработка недорогого и вместе с тем достаточно функционального комплекса регистрации и анализа движений является актуальной задачей.

4.2 Основы техники рывка

Рывок – упражнение классического двоеборья, в котором штанга одним сильным и быстрым движением поднимается вверх на прямые руки [85, с. 25].

Техническая сложность рывка заключается в следующем: 1) наряду с проявлением силовых способностей необходим высокий уровень координационной подготовки; 2) движение осуществляется в кратчайшие промежутки времени с чередованием напряжения и сокращения всех мышц в определенной последовательности; 3) необходимо удерживать штангу над головой и сохранить устойчивость тела при значительной горизонтальной скорости снаряда в передне-заднем направлении. Все вышесказанное предъявляет повышенные требования к динамической и кинематической структуре тяжелоатлетических упражнений [25; 39; 48; 74].

На рисунке 4.1 представлен двигательный состав рывка. Данное упражнение состоит из трех частей [18; 83; 85]:

- 1) старт;
- 2) подъем до подседа;
- 3) подсед с последующим вставанием.

Каждая из перечисленных частей решает свои определенные задачи и имеет свои фазы.

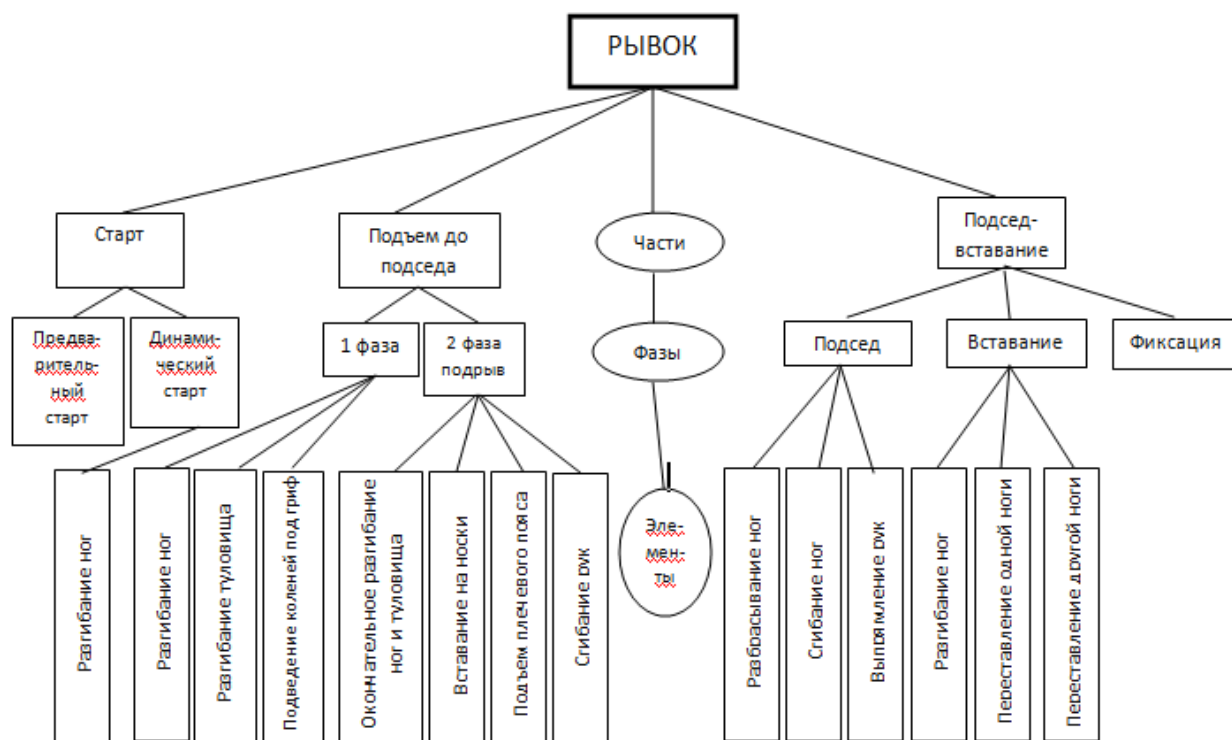


Рисунок 4.1 – Двигательный состав рывка

Точное выполнение и правильная последовательность всех частей техники имеет решающее значение в повышении эффективности движения. Однако следует отметить, что эффективная техника обусловлена рядом объективных положений:

- 1) направлением движения поднятой штанги;
- 2) скоростью перемещения штанги в процессе поднятия и ритмом движения;
- 3) повторением включения в работу основных наиболее сильных групп мышц;
- 4) использованием упругих сил;
- 5) продолжительностью времени активного действия мышечной силы на поднятие штанги;
- 6) правильной последовательностью включения в работу различных по силе и скорости сокращения мышечных групп и оптимальной согласованностью их усилий;

- 7) согласованными движениями и действиями атлета с силами тяжести и инерции;
- 8) оптимальной длиной плеч рычагов и угловых отношений в суставах, обеспечивающей наиболее эффективное использование силы мышц в момент выполнения главных частей и их решающих компонентов;
- 9) использованием наиболее эффективной баллистической преодолевающей работы мышц;
- 10) быстротой и глубиной ухода в подсед под штангу при выполнении классических упражнений [85, с. 32–33].

4.2.1 Стартовое положение

Двигательная задача старта заключается в создании наиболее благоприятных условий для реализации двигательного потенциала в последующей части рывка подъема штанги до подседа.

Старт состоит из двух фаз – статической и динамической [18; 85].

В свою очередь в стартовом положении выделяют следующие элементы:

- ширина расстановки ног относительно грифа штанги;
- ширина хвата грифа штанги;
- положение звеньев тела спортсмена и штанги [18].

Ширина расстановки ног относительно грифа штанги. Стопы в стартовом положении располагаются на ширине таза, носки развернуты немного в стороны, проекция грифа штанги находится на уровне головок первых плюснефаланговых костей (рисунок 4.2).

Постановка стоп на ширине таза наиболее выгодна. Во-первых, ноги располагаются вертикально и векторы сил реакции опоры направлены вверх, во-вторых, при всех равных условиях обеспечивается подъем штанги на высоту (величина S), большую чем при постановке стоп шире таза (рисунок 4.3 А). Постановка стоп шире таза приводит к наклону векторов

силы реакции опоры, следовательно, они должны иметь большее значение (рисунок 4.3 Б).



Рисунок 4.2 – Старт

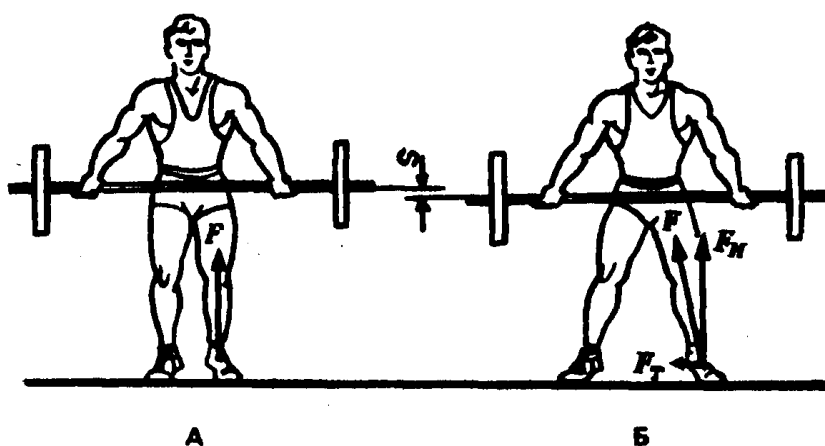


Рисунок 4.3 – Высота расположения штанги при различной ширине постановки ног:
А – нормальная, Б – широкая

Ширина хвата грифа штанги. Ширина хвата в рывке зависит от антропометрических характеристик тяжелоатлета, а так же от индивидуальной техники спортсмена. Однако в большинстве случаев хват в рывке широкий, выполняется захватом в «замок». При одинаковых условиях спортсмен при более широком хвате грифа штанги имеет преимущество. На рисунке 4.4 видно, что при подъеме штанги до подседа широкий хват позволяет поднять ее на большую высоту.

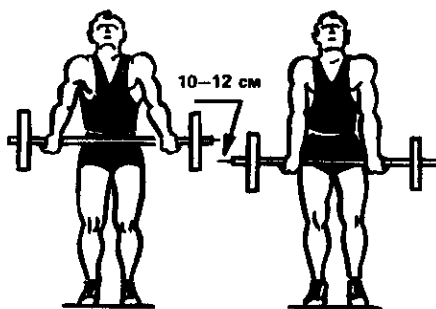


Рисунок 4.4 – Высота расположения штанги при различной ширине хвата

Следует отметить, что более широкий хват дает преимущество в высоте подъема, однако чем шире хват, тем трудней удержать штангу, поэтому ширина хвата должна быть оптимальной, чтобы атлету было удобно держать гриф, а развиваемые усилия атлетом при подъеме штанги были максимальные.

Положение звеньев тела спортсмена и штанги. Голени на старте развернуты и наклонены немного вперед (практически касаясь грифа штанги), плечевые суставы опущены и располагаются над грифом и максимально приближены к нему. Туловище прямое, незначительно прогнутое в пояснице, мышцы спины напряжены, голова приподнята, взгляд направлен вверх.

Положение звеньев тела на старте зависит от роста, веса, пропорций спортсмена.

Величина углов согласно экспериментальным данным составляет: угол наклона туловища к помосту – 25° – 50° , углы сгибания ног в коленных суставах – 45° – 90° [84].

Как отмечалось выше, старт подразделяется на статический и динамический. В статическом старте идет подготовка к выполнению подъема штанги, при этом как спортсмен, так и штанга независимо опираются на помост. В динамическом старте спортсмен уже приступает к движению, уравнивая в это время систему «спортсмен – штанга» относительно единой опоры ступней. В динамическом старте незначительно выпрямляются ноги и увеличивается наклон туловища. Следовательно, под динами-

ческим стартом понимается процесс перехода от статического старта к началу подъема штанги [83].

4.2.2 Подъем штанги до подседа

Основная двигательная задача этой части рывка – это подъем штанги на нужную высоту с необходимой скоростью, обеспечивающей успешное выполнение подседа.

Подъем штанги до подседа состоит из двух фаз – предварительный разгон и подрыв [84].

Первая фаза (предварительный разгон). В первой фазе подъем штанги осуществляется за счет активного разгибания ног. Происходит разгибание коленных и тазобедренных суставов и сгибание голеностопных суставов. Туловище после наклона вперед перемещается вверх, а плечевые суставы по дуге перемещаются за линию грифа штанги. С целью создания необходимых условий для равновесия штанга приближается к телу спортсмена, а верхняя часть туловища перемещается вперед.

Отрыв штанги от помоста начинается после того, как развиваемые спортсменом усилия превысят ее вес. Чем больше это превышение, тем больше ускорение, а следовательно, и скорость штанги. Усилия развиваются в результате энергичного разгибания ног.

Согласно экспериментальным данным Р.А. Романа, разгибание ног прекращается, когда углы в коленных суставах составляют приблизительно $145\text{--}150^\circ$, угол наклона туловища к помосту – примерно 30° , углы в тазобедренных суставах составляют $85^\circ\text{--}90^\circ$. В среднем на разгибание ног затрачивается примерно $0,4\text{--}0,55$ с [84].

При выполнении рывка огромное значение имеет обеспечение равновесия системы «спортсмен – штанга». Лучшим условием равновесия является расположение ОЦТ системы над серединой опоры. Поэтому при выполнении первой фазы подъема штанги ОЦТ системы должен перемещаться вертикально, все время оставаясь примерно над серединой опоры. Это достигается благодаря системам автоматического управления движе-

ниями на основании информации, поступающей от соответствующих рецепторов.

Следует отметить что при быстрых движениях, в частности в рывке, затруднены сенсорные коррекции по ходу выполнения движения. В первой фазе подъема штанги эти коррекции возможны, поскольку скорость движений в рассмотренной фазе не достигает максимального значения [81].

К концу первой фазы (рисунок 4.5.) штанга максимально приближается к спортсмену, а ее вертикальная скорость достигает в среднем 1,5 м/с. Согласно экспериментальным данным эта скорость находится в прямой зависимости от роста спортсмена и весовой категории [82]. У тяжелоатлетов малых весовых категорий она равна 1,2–1,3 м/с, у атлетов тяжелого веса – 1,6–1,7 м/с.

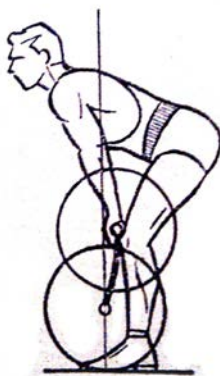


Рисунок 4.5 – Первая фаза. Предварительный разгон

Вторая фаза (подрыв). В момент прохождения штанги уровня коленей спортсмен мгновенно производит перегруппировку, принимая при этом позу, наиболее выгодную для выполнения решающей фазы – подрыва (рисунок 4.6).

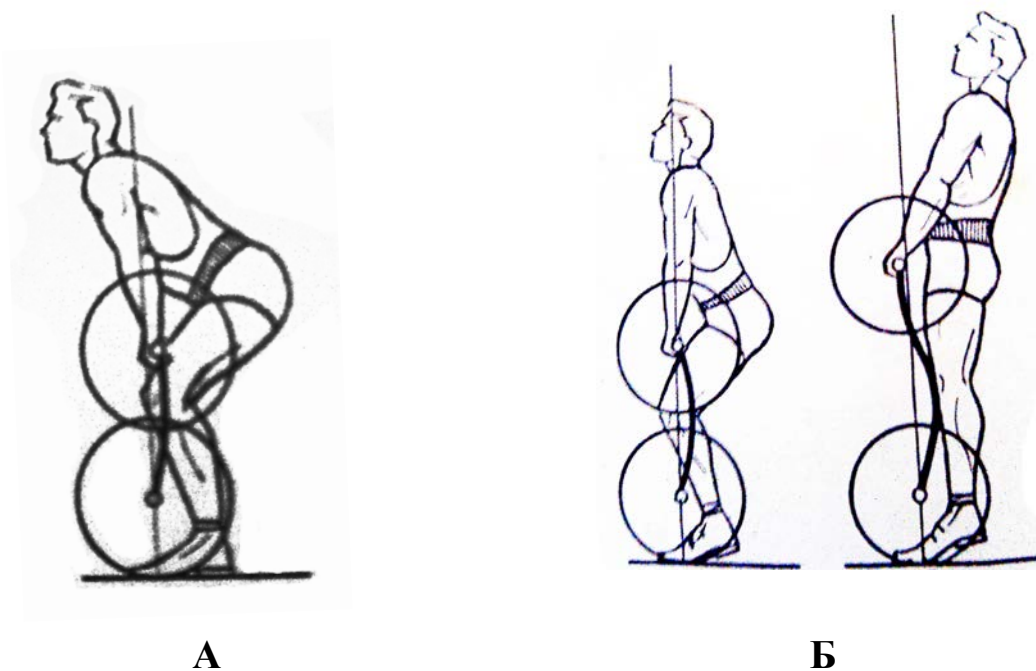


Рисунок 4.6 – Вторая фаза.

А. Сгибание ног в коленных суставах и перемещение их вперед

Б. Подрыв: начало и финал разгона

В момент выполнения перегруппировки спортсмен подводит колени под гриф штанги, в результате чего голени наклоняются вперед, а таз опускается по дуге вниз-вперед. Следует отметить, что перегруппировка в среднем длится 0,05–0,1 с и является важным элементом техники упражнения, т.к., во-первых, именно благодаря группировке создается более выгодное для дальнейшей работы исходное положение, во-вторых, при перегруппировке происходит быстрое растягивание работающих мышц, что повышает эффективность их сокращения [84].

В начале перегруппировки развиваемые спортсменом усилия снижаются, и сила, приложенная к штанге, нередко становится меньше ее веса. По этой причине происходит снижение скорости штанги до величины, обеспечивающей большую эффективность выполнения подрыва.

В заключительный момент перегруппировки развиваемые усилия резко возрастают. В этот момент начинается подрыв – одновременное и максимально мощное разгибание ног и туловища. Он продолжается до подъема на носки (рисунок 4.6 Б). В результате подрыва таз перемещается вперед, а плечевой пояс незначительно отклоняется назад, при этом он пе-

ремещается вертикально. В результате этого обеспечивается максимальная мощность подрыва, благодаря чему обеспечивается необходимая скорость вылета снаряда.

Следует отметить, что существенное значение на развиваемую скорость также играют руки и положение плечевых суставов. Поэтому нужно стремиться, чтобы руки во время подрыва были прямыми, а плечевые суставы опущены. Даже незначительное сгибание рук в этой фазе или подъем плечевых суставов резко снижают развиваемые спортсменом усилия в результате появления слабого звена в работающей биомеханической цепи.

В фазе подрыва развиваемое усилие достигает максимального значения (превышает вес снаряда более чем в 2 раза). В результате перегруппировки происходит снижение скорости, которая затем обратно возрастает и достигает у спортсменов легких весовых категорий 1,7–1,8 м/с, а у спортсменов тяжелого веса – 2–2,2 м/с [84]. Возрастание скорости штанги обеспечивает вылет ее на необходимую высоту для выполнения заключительной части рывка – подседа с последующим вставанием.

Следует отметить, что огромное значение на результат выполнения рывка оказывают горизонтальные смещения снаряда в обеих фазах ее подъема. На рисунке 4.7 изображена траектория движения штанги, наиболее оптимальная для всех тяжелоатлетов независимо от их антропометрических особенностей. Из рисунка видно, что в первой фазе штанга заметно приближается к спортсмену (за счет притягивания прямыми руками). Во второй фазе (подрыв) штанга смещается в противоположную сторону. Это происходит потому, что при выполнении подрыва тяжелоатлет поднимается на носки, что приводит к смещению центра опоры «спортсмен – штанга», а следовательно, для того чтобы не потерять равновесия, необходимо сместить всю систему в том же направлении.

Для того что бы выяснить причину искривления траектории штанги, необходимо рассмотреть рисунок 4.8, на котором изображено влияние «накрывания» грифа штанги плечевым поясом на направление усилия.

В результате «накрывания» грифа штанги плечевым поясом руки находятся в наклонном положении. Это приводит к тому, что вектор силы (F), приложенной к штанге, тоже наклонен. Сила (F) разлагается на две

составляющие – вертикальную (F_y) и горизонтальную (F_x) которые являются искривляющей. Смещение штанги горизонтально как в фазе предварительного разгона, так и в фазе подрыва, зависит от соотношения весов спортсмена и штанги. Существует простое соотношение: чем больше вес снаряда и меньше вес спортсмена, тем значительнее опрокидывающий момент силы тяжести и силы инерции штанги относительно центра опоры. Следовательно, с увеличением веса штанги и уменьшением собственного веса тяжелоатлета величина горизонтального смещения штанги должна увеличиваться в первой фазе и уменьшаться во второй. Следует отметить, что смещение штанги зависит от постановки стоп относительно грифа штанги, от анатомических и индивидуальных особенностей тяжелоатлетов. Однако согласно экспериментальным данным, можно привести средние значения горизонтальных смещений штанги. В первой фазе эти смещения равны 8–10 см, а в подрыве – 3–4 см (рисунок 4.7) [84].

Выполненным технически правильно подрыв считается только тогда, когда во второй фазе траектория движения штанги проходит на указанном расстоянии от указанной вертикали.

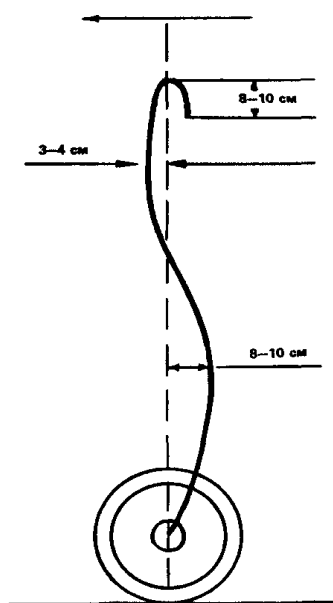


Рисунок 4.7 – Оптимальная траектория ЦМ штанги

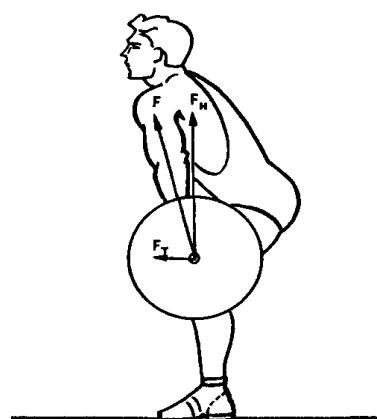


Рисунок 4.8 – Влияние «накрывания» грифа штанги плечевым поясом на направление усилия

4.2.3 Подсед – вставание

Последняя часть рывка «подсед – вставание» состоит из трех фаз (подсед, вставание, фиксация) [18; 85].

Главная двигательная задача подседа – быстрое и точное опускание под штангу (до подъема ее на прямые руки над головой). Главная задача при вставании – сохранение равновесия. Заканчивается вставание фиксацией штанги над головой. В практике пользуются двумя способами подседа (разножкой и ножницами). Почти все тяжелоатлеты используют подсед разножкой, хотя он сложен по исполнению и требует высокой координации движений.

После завершения подрыва штанга находится приблизительно на уровне пояса (на высоте A – рисунок 4.9, фигура посередине). Дальнейший путь она проходит преимущественно по инерции. Его длина зависит от применяемого способа подседа. При подседе ножницами (см. рисунок 4.9, фигура справа) длина пути несколько больше (величина B_x), при подседе разножкой (рисунок 4.9, фигура слева) – меньше (величина B_x). В этом и заключается главное преимущество подседа разножкой. Нужно поднимать штангу на несколько меньшую высоту, чем при подседе ножницами. Главный недостаток подседа разножкой – сложность сохранения равновесия в передне-заднем направлении по сравнению с подседом ножницами [18].

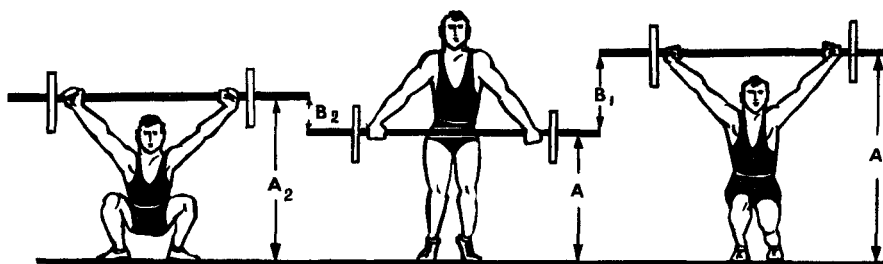


Рисунок 4.9 – Высота расположения штанги в конце подседов ножницами и разножкой

В заключительный момент подрыва тело атлета движется вверх. Чтобы начать подсед, необходимо очень быстро изменить направление

его скорости, чему помогает энергичное взаимодействие со штангой: чем больше сила этого взаимодействия, тем быстрее опустится тело спортсмена. Отталкиваясь от штанги вниз, атлет тем самым поддерживает ее движение вверх. Чем энергичнее воздействие на штангу, тем быстрее будет выполнен подсед и тем выше поднимется штанга [84].

Взаимодействием спортсмена со штангой не только увеличивается быстрота подседа, но и регулируется его направление, т. е. точность.

С увеличением веса штанги скорость ее вылета снижается, поэтому соответственно должны увеличиваться быстрота и глубина подседа.

При подседе разножкой спортсмен, группируясь, быстро опускается вниз и несколько вперед (рисунок 4.10, кадры 1–4 и траектория ОЦТ спортсмена). Для повышения скорости подседа необходимо с максимальным ускорением сгибать ноги. Возникающая при этом инерционная сила приложена к туловищу, что ускоряет его опускание вниз (в равной степени это относится и к подседа ножницами).

Во время подседа стопы быстро переставляются вперед и в стороны с естественным разворотом носков. Одновременно так же разворачиваются бедра. На помост ступни ставятся несколько раньше полного выпрямления рук (рисунок 4.10, кадр 3). На этом заканчивается безопорная стадия подседа, длящаяся 0,15–0,20 с. Затем начинается амортизационное опускание тела спортсмена вниз: вначале окончательно выпрямляются руки, и затем, как только плечевые суставы окажутся под грифом, тело уже вместе со штангой опускается до конца вниз (кадр 4) [84].

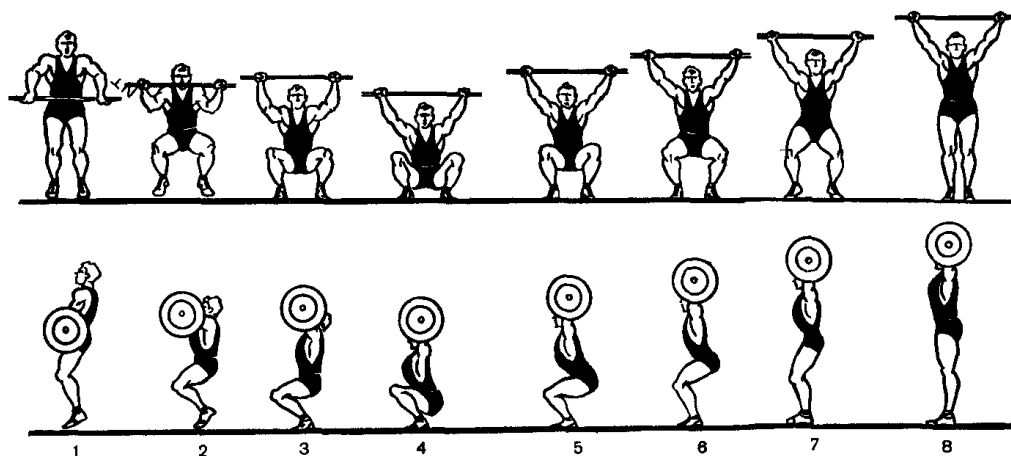


Рисунок 4.10 – Подсед разножкой и вставание

На этом заканчивается опорная стадия, которая длится 0,2–0,4 с [84]. Туловище в это время слегка прогнуто в пояснице и несколько наклонено вперед, чем достигается максимальная глубина подседа и облегчается балансирование как в приседе, так и во время вставания. При завершении подседа локтевые и плечевые суставы находятся в одной вертикальной плоскости с грифом и должны оставаться в этом положении во время вставания.

Расстановка ширины стоп в стороны зависит от подвижности в суставах нижних конечностей. При плохой подвижности в суставах ширина постановки стоп должна быть больше [18]. Однако желательно, чтобы постановка стоп не была слишком широкой, иначе будет затруднено вставание. Перемещение стоп вперед или назад (по направлению и величине) зависит от траектории движения штанги до подседа. Если эта траектория правильная (рисунок 4.10), то во всех случаях при подседе спортсмен несколько перемещается вперед, и чтобы приобрести опору точно под штангой, перемещает вперед стопы (в пределах 6–8 см, в зависимости от размера так называемого крючка, т. е. искривления траектории движения штанги назад во время подседа (рисунок 4.11).

«Крючок» возникает в результате взаимодействия спортсмена со штангой при уходе в подсед. При подседе с ускорением, превышающим ускорение свободного падения, к грифу штанги через руки приложена инерционная сила тела спортсмена. Вертикальная составляющая этой силы (F_y) поддерживает вертикальное движение штанги, а ее горизонтальная составляющая (F_x) искривляет траекторию поднимаемого снаряда назад. При правильной технике горизонтальные смещения спортсмена и штанги компенсируют друг друга и ОЦТ системы «спортсмен – штанга» почти не смещается по горизонтали, что чрезвычайно важно для сохранения равновесия (рисунок 4.11).

После завершения подседа, если он выполнен точно, спортсмен сразу же начинает вставать, используя амортизационную отдачу нижних конечностей.

Для облегчения работы мышц ног при вставании туловище noticeably наклоняется вперед с некоторым подъемом таза (рису-

нок 4.10, кадр 5). Штанга при этом поднимается строго вертикально (рисунок 4.11), иначе может быть потеряно равновесие. Если это произойдет в начале вставания, то восстановить равновесие практически невозможно. Если же оно потеряно во второй половине вставания, то его можно восстановить за счет перестановки ног. Почти вертикально перемещается и ОЦТ системы (рисунок 4.11), чем обеспечивается хорошая устойчивость: линия тяжести системы все время проходит через середину опоры.

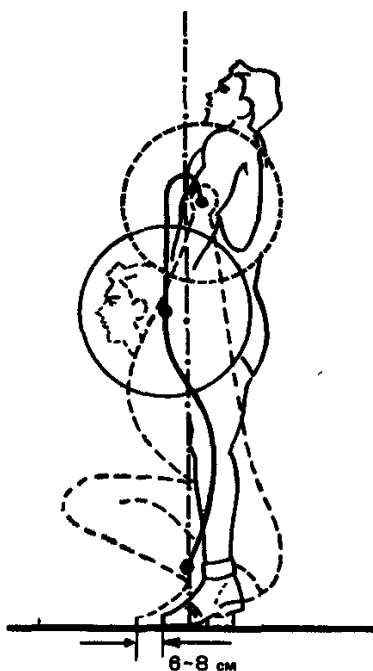


Рисунок 4.11 – Перемещение штанги при подседе

Окончив вставание (кадры 6–8 на рисунке 4.10), спортсмен фиксирует штангу на выпрямленных руках над головой, располагая при этом все звенья тела и гриф в одной вертикальной плоскости. Стопы в завершение вставания поочередно переставляются на ширину таза с обязательной постановкой носков на одну линию.

4.3 Основы техники толчка

Классический толчок – это двухтактное скоростно-силовое упражнение. Толчок в отличие от рывка является более сложным техническим упражнением. Сложность техники толчка заключается в том, что, во-первых, он имеет больше ответственных частей и элементов, во-вторых,

толчок отличается продолжительностью выполнения (приблизительно 7–9 с), в-третьих в толчке вес, поднимаемый атлетом, превышает вес, поднимаемый в рывке, приблизительно на 25–30 кг, в-четвертых, он является последним упражнением из классического двоеборья поэтому это предъявляет повышенные требования к физической и технической подготовке тяжелоатлета [18; 84; 85].

На рисунке 4.12. представлен двигательный состав толчка, классический толчок состоит из двух приемов:

- подъем на грудь;
- подъем от груди [18].

В свою очередь подъем штанги на грудь состоит из трех тесно связанных частей:

- старт;
- подъем до подседа;
- подсед с последующим вставанием [18].

Подъем штанги от груди состоит также из трех частей:

- исходное положение;
- подъема до подседа;
- подсед с последующим вставанием [83].

4.3.1 Подъем на грудь (стартовое положение)

Старт – это положение, из которого спортсмен начинает выполнять толчок. Как и в классическом рывке, старт состоит из двух фаз [18; 85]:

- статический старт;
- динамический старт.

В свою очередь, в стартовом положении в толчке, как и в рывке, выделяют свои элементы [18]:

- ширина расстановки ног относительно грифа штанги;
- ширина грифа штанги;
- положение звеньев тела и грифа штанги [18; 85].

Ширина расстановки ног относительно грифа штанги. В старте для толчка ноги ставят строго на ширине таза, носки развернуты в стороны.

Вертикальная проекция грифа штанги должна проходить через плюснефаланговые суставы больших пальцев ног. Относительно центра грифа штанги ноги располагаются строго симметрично.

Ширина грифа штанги. Ширина хвата грифа штанги на уровне ширины плеч. Однако следует отметить, что у тяжелоатлетов, имеющих плохую подвижность в плечевых и локтевых суставах, хват штанги может быть шире. Это облегчает подъем штанги от груди, но может затруднять подъем штанги на грудь [84].

Положение звеньев тела и грифа штанги. Расставив ноги, атлет опускается в стартовое положение, при этом происходит одновременное сгибание в коленных и тазобедренных суставах. В предварительном стартовом положении голени соприкасаются с грифом штанги, а колени с внешней стороны с предплечьем, чтобы максимально приблизить ЦТ спортсмена и штанги. Это положение обеспечивает наилучшие механические условия работы в начале подъема штанги [18]. После принятия стартового положения атлет переходит к подъему штанги.

4.3.2 Подъем на грудь (подъем до подседа)

Главная задача этого приема – это подъем штанги на необходимую высоту с нужной скоростью, которая обеспечит выполнение подседа [84; 85].

Подъем до подседа подразделяется на две фазы:

- предварительный разгон;
- подрыв [18].

Как и в рывке, в первой фазе штанга поднимается до уровня нижней трети бедра. Разгибание ног прекращается, когда углы в коленных суставах согласно экспериментальным данным [84] составляют – 150° – 155° , угол наклона туловища к помосту – 32° , углы в тазобедренных суставах 92° – 97° , на разгибание ног затрачивается 0,4–0,6 с. Затем штанга, поднявшись выше (3–5 см), достигает максимальной (для первой фазы) скорости и при росте 170 см составляет 1,15 м/с, при росте 190–1,3 м/с. В дальнейшем при разгибании ног в коленных суставах и перемещении их вперед происходит снижение скорости движения штанги на 0,1 м/с [82].

Закончив разгибание ног, атлет продолжает поднимать штангу за счет разгибания туловища. Затем выполняется финальный разгон (подрыв), который длится 0,1–0,2 с, при этом скорость движения штанги у спортсменов ростом 150 см составляет 1,2 м/с, 170 см – 1,35–1,45 м/с, 190 см – 1,5–1,6 м/с [81].

4.3.3 Подъем на грудь (подсед с последующим вставанием)

Подсед с последующим вставанием является заключительной частью подъема штанги на грудь в толчке. И состоит из подседа и вставания [18].

В настоящее время при выполнении данного приема в связи с современными требованиями и совершенствованием техники классических упражнений используется способ «разножка» (рисунок 4.9, фигура слева), т. к. было показано выше, где величина B_x является меньшей.

4.3.4 Подъем штанги от груди (исходное положение вставанием)

После того как атлет выполнил вставание из подседа и полного выпрямления, необходимо принять нормальное положение для толчка. Для этого нужно подать таз назад так, чтобы он находился дальше пяток на расстоянии приблизительно 3,2 % от роста атлета [79].

Штанга должна лежать плотно на груди, а локти выведены вперед за линию грифа штанги, руки напряжены.

Следует отметить, что с увеличением веса штанги возможность для устойчивой опоры и равновесия ограничивается. Если на груди удерживается отягощение, то площадь опоры тяжелоатлета образуется только опорными поверхностями стоп, включая площадь опоры между ними.

Согласно экспериментальным данным, зона устойчивого равновесия составляет в среднем 68 % от размера стопы при весе штанги 150 % от веса спортсмена, 60 % – при весе 200 %, 55 % – при весе 250 % и 51,6 % – при весе штанги 275 % [84].

4.3.5 Подъем штанги от груди (подъем до подседа)

Подъем до подседа состоит из фазы полуприседа и фазы выталкивания [18].

Эффективное выполнение толчка зависит от точного выталкивания штанги вверх с максимально возможными реализациями силовых возможностей атлета, которое в свою очередь зависит от точного и правильного выполнения атлетом предварительного приседания.

Необходимо отметить, что фаза полуприседа состоит из приседания и торможения.

Первая часть (приседание) выполняется в среднем за 0,28 с, вторая (торможение) – за 0,12 с [79].

Не задерживаясь в полуприседе, атлет выталкивает штангу вверх. Для того чтобы зафиксировать штангу в подседе после толчка, ее необходимо поднять на определенную высоту, которая составляет от 14 до 20 % от роста атлета, выпрямление из полуприседа до исходного положения выполняется в среднем за 0,19 с [85].

Скорость вылета штанги зависит от роста спортсмена и при росте 150 см составляет 1,45 м/с, 160 см – 1,54 м/с, 170 см – 1,62 м/с, 180 см – 1,71 м/с и 190 см – 1,8 м/с [81].

4.3.6 Подъем штанги от груди (подсед с последующим вставанием)

После того как штанга достигла максимальной скорости вылета, атлет упирается в нее руками, посылает туловище вниз и уходит в подсед. Затем атлет должен расставить ноги в подседе как можно энергичнее и быстрее. Выставленная нога вперед ставится на всю стопу, угол в коленном суставе практически тупой. Нога, отставленная назад, чуть согнута в коленном суставе, пятка немного повернута наружу. Следует отметить, что нога, отставленная назад, ставится немного раньше. Благодаря этому взаимодействию с опорой создается возможность переместить туловище вперед под штангу.

Выпрямленные руки находятся на уровне лопатки. Плечевой, локтевой, лучезапястный суставы, а также гриф штанги образуют одну прямую.

Вставание из подседа осуществляется способом «ножницы».

Глава V

ВЛИЯНИЕ ИЗМЕНЯЕМЫХ ПАРАМЕТРОВ ВЕСА ШТАНГИ НА ВАРИАЦИЮ ТЕХНИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ТЯЖЕЛОАТЛЕТА В СПОРТИВНОМ УПРАЖНЕНИИ «РЫВОК»

Биомеханический анализ спортивных упражнений выполняется по многим направлениям, но в конечном итоге преследуется цель обоснования рациональности той или иной структуры соревновательного упражнения или эффективности двигательных действий в различных частях анализируемого движения. Такой подход предполагает:

- педагогическое структурирование упражнения по поставленным двигательным задачам в отдельных частях упражнения;
- биомеханическое обоснование выделения отдельных компонентов упражнения в самостоятельные структуры упражнения.

Выделяемые в результате биомеханического анализа самостоятельные структуры упражнения не являются самостоятельно функционирующими структурными образованиями, а являются результатом логически обоснованной дифференциации упражнения на отдельные его части. Подобное дробление упражнения на более мелкие его компоненты вызвано необходимостью биомеханического описания технических действий спортсмена в отдельных частях упражнения. Для целостного восприятия общей картины движения каждой выделяемой части упражнения необходимо придать терминологический статус, определяющий ее педагогическую или биомеханическую содержательно-смысловую направленность.

5.1 Педагогическое структурирование упражнения

В рамках выполненного нами исследования, в спортивном тяжелоатлетическом упражнении «Рывок» мы выделяем следующие биомеханически обоснованные структурные компоненты: периоды, стадии, фазы.

По структурным компонентам анализируемое соревновательное (спортивное) упражнение подразделяется на следующие периоды, стадии и фазы:

I. Опорный период подготовительных действий – разгон:

1 стадия – тяга:

1 – фаза взаимодействия атлета со штангой до момента ее отделения от помоста;

2 – фаза предварительного разгона.

2 стадия – подрыв:

1 – фаза амортизации;

2 – фаза финального разгона.

II. Период основных действий – подсед:

1 стадия – невесомость:

1 – фаза уменьшения опорной реакции;

2 – фаза безопорного состояния;

2 стадия – перегрузка:

3 – фаза увеличения опорной реакции;

4 – фаза кратковременной динамической осанки в глубоком приседе.

III. Период завершающих действий – подъем:

1 стадия – динамический подъем:

1 – фаза подъема;

2 – фаза принятия рабочего положения.

2 стадия – статическое равновесие:

1 – фаза коррекции;

2 – фаза реализации статического равновесия – фиксация.

Структурную схему расчленения упражнения по педагогическому принципу решения двигательных задач в биомеханической трактовке можно представить схематично (рисунок 5.1).

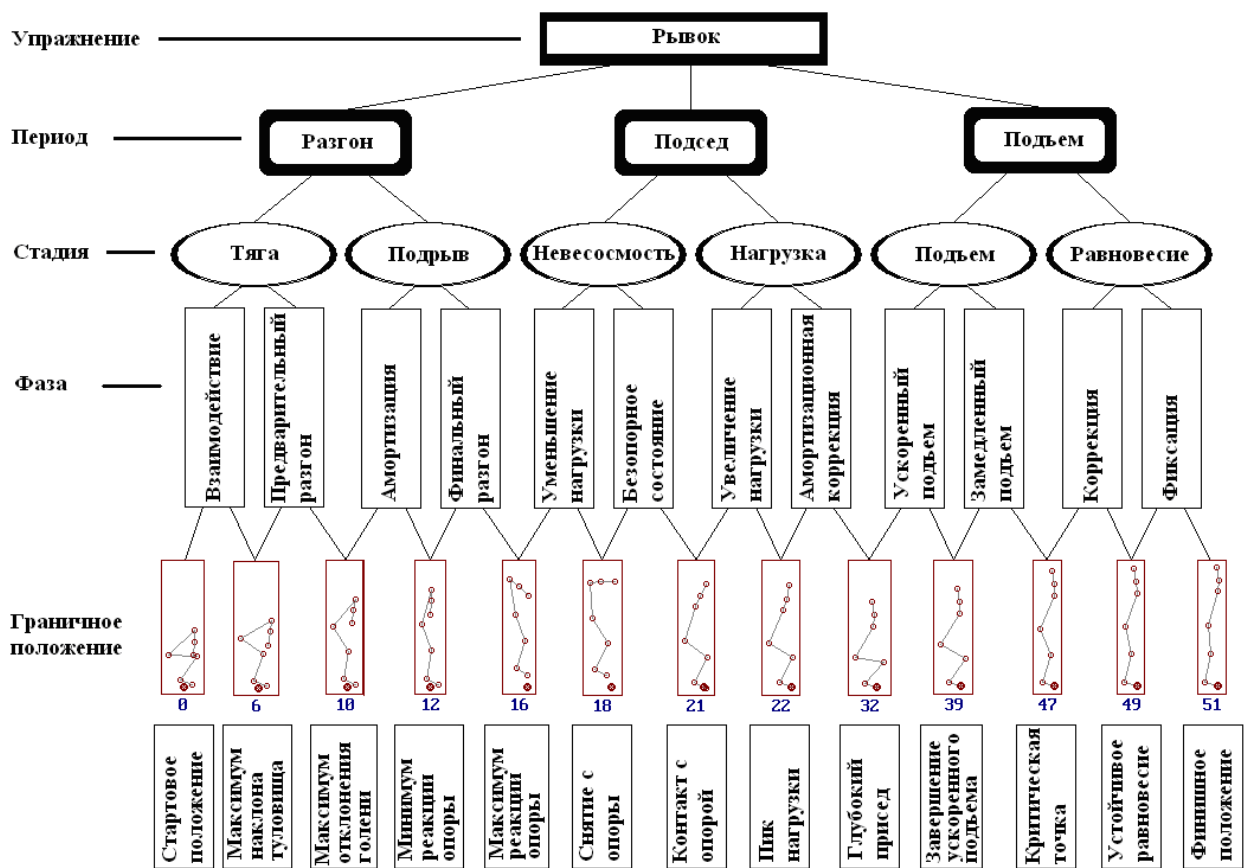


Рисунок 5.1 – Педагогическое структурирование соревновательного упражнения «Рывок» в тяжелой атлетике

В отличие от традиционно принятых схем структурирования спортивных упражнений в нашей модели четко выражены фазовые переходы с указанием граничных положений, отделяющих одну фазу упражнения от другой (таблицы 5.1–5.3). Понятно, что конкретные числовые данные граничных положений у других атлетов будут иными, но общая схема структуры движения изменяться не будет. Введение новых элементов структуры потребовало разработки и дополнительного терминологического аппарата, базирующегося на терминах теории и методики физического воспитания, тяжелой атлетики, биомеханики.

Таблица 5.1 – Фазы и граничное положение периода «Разгон»
упражнения «Рывок»

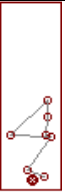








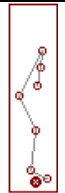

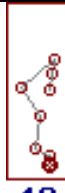
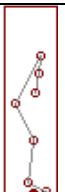


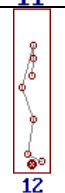
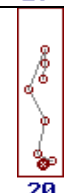
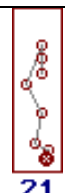
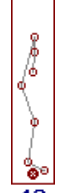


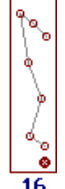


Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Взаимодействие	Стартовое положение	 <p>-94° - руки 42° - туловище 176° - бедро 55° - голень 159° - стопа</p> <p>8</p>	 <p>-98° - руки 47° - туловище 185° - бедро 59° - голень 160° - стопа</p> <p>8</p>	 <p>-90° - руки 51° - туловище 188° - бедро 54° - голень 153° - стопа</p> <p>8</p>
	Максимум наклона туловища	 <p>-96° - руки 31° - туловище 146° - бедро 70° - голень 159° - стопа</p> <p>6</p>	 <p>-99° - руки 24° - туловище 142° - бедро 74° - голень 160° - стопа</p> <p>13</p>	 <p>-97° - руки 24° - туловище 139° - бедро 74° - голень 154° - стопа</p> <p>13</p>
Предварительный разгон	Максимум наклона туловища	 <p>-96° - руки 31° - туловище 146° - бедро 70° - голень 159° - стопа</p> <p>6</p>	 <p>-99° - руки 24° - туловище 142° - бедро 74° - голень 160° - стопа</p> <p>13</p>	 <p>-97° - руки 24° - туловище 139° - бедро 74° - голень 154° - стопа</p> <p>13</p>
	Максимум отклонения голени	 <p>-97° - руки 63° - туловище 116° - бедро 82° - голень 154° - стопа</p> <p>11</p>	 <p>-102° - руки 37° - туловище 128° - бедро 82° - голень 161° - стопа</p> <p>17</p>	 <p>-97° - руки 40° - туловище 127° - бедро 81° - голень 154° - стопа</p> <p>18</p>
Амортизация	Максимум отклонения голени	 <p>-97° - руки 63° - туловище 116° - бедро 82° - голень 154° - стопа</p> <p>11</p>	 <p>-102° - руки 37° - туловище 128° - бедро 82° - голень 161° - стопа</p> <p>17</p>	 <p>-97° - руки 40° - туловище 127° - бедро 81° - голень 154° - стопа</p> <p>18</p>
	Минимум реакции опоры	 <p>-92° - руки 73° - туловище 111° - бедро 81° - голень 151° - стопа</p> <p>12</p>	 <p>-93° - руки 68° - туловище 116° - бедро 80° - голень 155° - стопа</p> <p>20</p>	 <p>-88° - руки 71° - туловище 117° - бедро 77° - голень 150° - стопа</p> <p>21</p>
Финальный разгон	Минимум реакции опоры	 <p>-92° - руки 73° - туловище 111° - бедро 81° - голень 151° - стопа</p> <p>12</p>	 <p>-93° - руки 68° - туловище 116° - бедро 80° - голень 155° - стопа</p> <p>20</p>	 <p>-88° - руки 71° - туловище 117° - бедро 77° - голень 150° - стопа</p> <p>21</p>
	Максимум реакции опоры	 <p>-40° - руки 100° - туловище 110° - бедро 72° - голень 146° - стопа</p> <p>16</p>	 <p>-52° - руки 104° - туловище 109° - бедро 77° - голень 144° - стопа</p> <p>24</p>	 <p>-52° - руки 107° - туловище 109° - бедро 76° - голень 146° - стопа</p> <p>25</p>

Таблица 5.2 – Фазы и граничное положение периода «Подсед»
упражнения «Рывок»

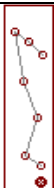


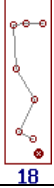


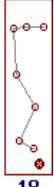

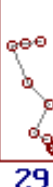






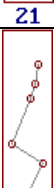








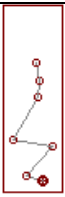


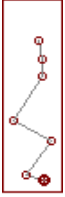


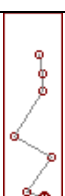


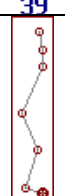
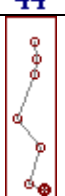

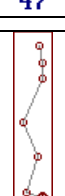


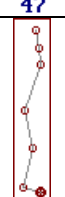
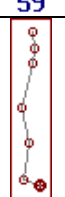
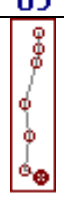
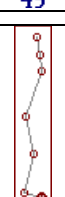
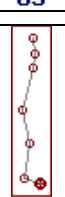
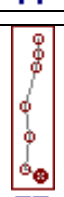
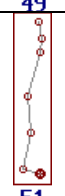
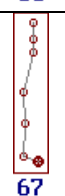
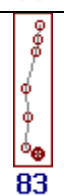
Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Уменьшение нагрузки	Максимум реакции опоры	 -40 ⁰ - руки 100 ⁰ - туловище 110 ⁰ - бедро 72 ⁰ - голень 146 ⁰ - стопа 16	 -52 ⁰ - руки 104 ⁰ - туловище 109 ⁰ - бедро 77 ⁰ - голень 144 ⁰ - стопа 24	 -52 ⁰ - руки 107 ⁰ - туловище 109 ⁰ - бедро 76 ⁰ - голень 146 ⁰ - стопа 25
	Снятие с опоры	 4 ⁰ - руки 95 ⁰ - туловище 121 ⁰ - бедро 65 ⁰ - голень 151 ⁰ - стопа 18	 2 ⁰ - руки 99 ⁰ - туловище 131 ⁰ - бедро 70 ⁰ - голень 147 ⁰ - стопа 27	 9 ⁰ - руки 110 ⁰ - туловище 138 ⁰ - бедро 62 ⁰ - голень 152 ⁰ - стопа 29
Безопасное состояние	Снятие с опоры	 4 ⁰ - руки 95 ⁰ - туловище 121 ⁰ - бедро 65 ⁰ - голень 151 ⁰ - стопа 18	 2 ⁰ - руки 99 ⁰ - туловище 131 ⁰ - бедро 70 ⁰ - голень 147 ⁰ - стопа 27	 9 ⁰ - руки 110 ⁰ - туловище 138 ⁰ - бедро 62 ⁰ - голень 152 ⁰ - стопа 29
	Контакт с опорой	 63 ⁰ - руки 73 ⁰ - туловище 143 ⁰ - бедро 62 ⁰ - голень 158 ⁰ - стопа 21	 58 ⁰ - руки 76 ⁰ - туловище 157 ⁰ - бедро 65 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 30	 40 ⁰ - руки 100 ⁰ - туловище 160 ⁰ - бедро 54 ⁰ - голень 156 ⁰ - стопа 31
Увеличение нагрузки	Контакт с опорой	 63 ⁰ - руки 73 ⁰ - туловище 143 ⁰ - бедро 62 ⁰ - голень 158 ⁰ - стопа 21	 58 ⁰ - руки 76 ⁰ - туловище 157 ⁰ - бедро 65 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 30	 40 ⁰ - руки 100 ⁰ - туловище 160 ⁰ - бедро 54 ⁰ - голень 156 ⁰ - стопа 31
	Пик мышечной нагрузки (коленные суставы)	 77 ⁰ - руки 66 ⁰ - туловище 149 ⁰ - бедро 62 ⁰ - голень 160 ⁰ - стопа 22	 82 ⁰ - руки 64 ⁰ - туловище 167 ⁰ - бедро 64 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 32	 82 ⁰ - руки 72 ⁰ - туловище 187 ⁰ - бедро 46 ⁰ - голень 158 ⁰ - стопа 36
Амортизационная коррекция	Пик мышечной нагрузки (коленные суставы)	 77 ⁰ - руки 66 ⁰ - туловище 149 ⁰ - бедро 62 ⁰ - голень 160 ⁰ - стопа 22	 82 ⁰ - руки 64 ⁰ - туловище 167 ⁰ - бедро 64 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 32	 82 ⁰ - руки 72 ⁰ - туловище 187 ⁰ - бедро 46 ⁰ - голень 158 ⁰ - стопа 36
	Глубокий присед	 94 ⁰ - руки 60 ⁰ - туловище 172 ⁰ - бедро 48 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 32	 95 ⁰ - руки 63 ⁰ - туловище 174 ⁰ - бедро 53 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 38	 85 ⁰ - руки 70 ⁰ - туловище 186 ⁰ - бедро 43 ⁰ - голень 158 ⁰ - стопа 39

Таблица 5.3 – Фазы и граничное положение периода «Подъем»
упражнения «Рывок»

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Ускоренный подъем	Глубокий присед	 32	 38	 39
	Завершение ускоренного подъема	 39	 44	 53
Замедленный подъем	Ускоренный подъем	 39	 44	 53
	Критическая точка	 47	 59	 69
Коррекция	Критическая точка	 47	 59	 69
	Устойчивое равновесие	 49	 65	 77
Фиксация	Устойчивое равновесие	 49	 65	 77
	Финишное положение	 51	 67	 83

Биомеханическая трактовка членения упражнения подразумевала выделение компонентного состава упражнения по управляющим действиям спортсмена в суставах для решения двигательных задач и определение биомеханически обоснованных границ фазового перехода по программам места, ориентации и позы атлета. Наиболее мелкая структурная единица в рассматриваемой схеме – фаза. Фаза представляет собой, как самостоятельный компонент педагогического решения двигательной задачи, так и детерминированный компонент биомеханического решения целевой направленности движения.

Объединение нескольких фаз в стадии несет содержательно-смысловую нагрузку совершенствования техники упражнения по принципу интегрирования в одно целостное движение нескольких фазовых структур. Наиболее крупными структурными агрегатами в рассматриваемой схеме являются периоды, объединяющие, как стадии, так и фазовые компоненты упражнения.

Несомненно, что вариации веса поднимаемой штанги оказывают влияние на адаптацию спортивной техники под величину отягощения. Период «Подсед» характеризуется тем, что при выполнении упражнения с малым или средним весом, на стадии «Невесомость» возникает ярко выраженное снижение силы реакции опоры, вплоть до нулевого значения вертикальной составляющей опорной реакции в фазе «Невесомость» и возникновение безопорного состояния. В то же время выполнение упражнений с максимальным весом не позволяет достичь нулевого значения вертикальной составляющей силы реакции опоры, и фаза безопорного состояния отсутствует. По-видимому, в результате отсутствия в упражнении с максимальным весом фазы безопорного состояния изменятся и параметры дальнейших технических действий спортсмена, необходимых для выполнения фазы «Увеличение нагрузки».

Предварительно выполненные исследования показали, что в упражнениях с малым и средним весом нет глубокого приседа, и поэтому эти разновидности упражнения нельзя расчленить на части, не разорвав их целостную структуру. В упражнении с максимальным весом присутствует поза глубокого приседа. Принять положение глубокого приседа можно, не

выполняя соревновательного упражнения, и тем самым безболезненно расчленив соревновательное упражнение на две крупные части в качестве самостоятельных спортивных упражнений: двигательные действия до и после глубокого приседа. Но оказывает ли подобное освоение заключительного периода упражнения повышение или понижение мышечной нагрузки на опорно-двигательный аппарат нижних конечностей? Остается ли в этом случае техническая основа подъема без изменений? Остается ли их количественный состав без изменений в фазовых компонентах упражнений, являются ли параметрические критерии граничных положений постоянными или они меняются соответственно изменяющемуся весу поднимаемой штанги? Поэтому изучение проблемы о параметрической перестройке технической основы упражнения «рывок» при выполнении упражнения с малым, средним и максимальным весом актуально.

Рассмотрим на примере спортсмена высокого класса (мастер спорта РБ) параметрические особенности структурной перестройки техники соревновательного упражнения «Рывок» в зависимости от изменения весовых значений поднимаемой штанги.

Видеосъемка и расчет выполнен и описан в приложении «Технология проведения биохимического анализа» с использованием компьютерной программы «Анализ и промер». В качестве моделируемого упражнения рассматривалось соревновательное тяжелоатлетическое упражнение «Рывок». Вариации весовых параметров штанги включали три пункта: 70 кг – малый вес, 100 кг – средний вес, 140 кг – максимальный вес.

Длительность между кадровым интервалом времени составляла 0,043 с. За обобщенные координаты принимались углы наклона звеньев биомеханической системы к оси Ox декартовой системы координат. Если звено совпадало с осью Ox и располагалось в положительной области числовой оси, то угол между звеном и осью Ox составлял 0° . При вертикальном расположении звена над опорой (суставом) обобщенная координата звена равнялась 90° . При вертикальном расположении звена под суставом обобщенная координата звена равнялась 270° или -90° , в зависимости от предыдущего рассматриваемого положения (в исходном положении -90°).

Величина суставных углов между звеньями тела атлета вычислялась по значениям обобщенных координат и при полном разгибании в суставе, когда звенья тела располагались на одной прямой, принималась за 180° . Величина изменения угла в суставах описывалась с помощью переменных (таблица 5.1).

Таблица 5.4 – **Обозначения суставных углов и обобщенных координат звеньев тела тяжелоатлета**

№	Угол в суставах	Обобщенная координата
1	γ – угол в голеностопных суставах	φ_1 – обобщенная координата стоп
2	χ – угол в коленных суставах	φ_2 – обобщенная координата голени
3	β – угол в тазобедренных суставах	φ_3 – обобщенная координата бедра
4	α – угол в плечевых суставах	φ_4 – обобщенная координата туловища
5		φ_5 – обобщенная координата рук

Так как сгибательно-разгибательные движения в различных суставах не совпадали по направлению в синергетических движениях, то вычисление суставных углов выполнялось по формулам:

$$\begin{aligned}
 \gamma &= \varphi_1 - \varphi_2; \\
 \chi &= 180 + \varphi_2 - \varphi_3; \\
 \beta &= 180 + \varphi_4 - \varphi_3; \\
 \alpha &= 180 + \varphi_5 - \varphi_4.
 \end{aligned}
 \tag{5.1}$$

Если вращение звена происходило против движения часовой стрелки, то рассматриваемое угловое перемещение принималось со знаком «+» и знак перед числовым значением перемещения не ставился. Если перемещение звена совпадало по направлению с движением часовой стрелки, то такое перемещение считалось отрицательным и перед числовым значением перемещения ставился знак «-».

5.2 Параметры биомеханических характеристик периода «Разгон» (первый период упражнения)

Во всех трех вариантах веса поднимаемой штанги отмечается прямая зависимость длительности выполнения упражнения в зависимости от веса поднимаемой штанги. Упражнение с весом штанги 70 кг выполнялось в течение 2,193 с, а длительность разгона составляла 0,688 с. Для упражне-

ния, с весом штанги 100 кг, эти показатели соответственно равны: 2,881 с и 1,032 с. Длительность выполнения упражнения с максимальным весом штанги (140 кг) составила 3,569 с, а первый период – 1,075 с.

«Разгон» включает две опорные стадии: тягу и подрыв. Каждая из стадий состоит из двух фаз, реализующих кинематическую структуру таких управляющих движений в суставах, которая позволяет штанге достичь максимальной вертикальной скорости перемещения в момент входа во второй период упражнения.

5.2.1 Стадия «Тяга»

Двигательная задача стадии – создать кинематические условия туловищу для его ускоренного разгибания в стадии «Подрыв» с целью приобретения максимальной линейной скорости штанги по вертикали.

Для решения этой задачи используются два механизма:



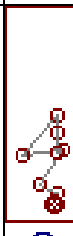


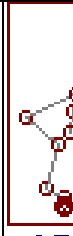
1. Реализация высокоамплитудного разгибательного движения туловищем за счет оптимально принятой исходной позы.
2. Предварительное динамическое нагружение мышц нижних конечностей с использованием механизма кинетической энергии падающего тела, для дальнейшего ускоренного мышечного сокращения.

Первый механизм реализуется в двух фазах стадии «Тяга»: «Взаимодействие» и «Предварительный разгон».

Фаза «Взаимодействие». Исходное положение спортсмена при выполнении соревновательного упражнения (расстановка стоп ног, захват кистями рук грифа штанги и т. п.) широко и подробно описывается в специальной литературе [18; 79; 84]. Нас в первую очередь интересует биомеханическая характеристика звеньев тела спортсмена в стартовом положении при выполнении упражнения с тремя различными весами штанги. Для сравнения на рисунке 5.1 приведены исходные положения и обобщенные координаты звеньев тела спортсмена при выполнении упражнения с весом штанги 70 кг, 100 кг, 140 кг.

В стартовом положении (таблица 5.5) при выполнении упражнения с малым весом (70 кг) таз спортсмена несколько приподнят относительно положений при выполнении упражнений с весом штанги 100 и 140 кг.

Таблица 5.5 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета в граничных положениях фазы «Взаимодействие» в упражнении «Рывок»

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Взаимодействие	Стартовое положение	 <p>-94° - руки 42° - туловище 176° - бедро 55° - голень 159° - стопа αпл = 44° βтаз = 46° χкол = 59°</p> <p>8</p>	 <p>-98° - руки 47° - туловище 185° - бедро 59° - голень 160° - стопа αпл = 35° βтаз = 42° χкол = 54°</p> <p>8</p>	 <p>-90° - руки 51° - туловище 188° - бедро 54° - голень 153° - стопа αпл = 39° βтаз = 43° χкол = 46°</p> <p>8</p>
	Максимум наклона туловища	 <p>-96° - руки 31° - туловище 146° - бедро 70° - голень 159° - стопа αпл = 53° βтаз = 65° χкол = 104°</p> <p>6</p>	 <p>-99° - руки 24° - туловище 142° - бедро 74° - голень 160° - стопа αпл = 57° βтаз = 62° χкол = 112°</p> <p>13</p>	 <p>-97° - руки 24° - туловище 139° - бедро 74° - голень 154° - стопа αпл = 59° βтаз = 65° χкол = 115°</p> <p>13</p>
Амплитуда перемещения звеньев и изменения суставных углов		<p>-2° - руки -11° - туловище -30° - бедро 15° - голень 0° - стопа α = 9° β = 19° χ = 45°</p>	<p>-1° - руки -23° - туловище -43° - бедро 15° - голень 0° - стопа α = 22° β = 20° χ = 58°</p>	<p>-7° - руки -27° - туловище -49° - бедро 20° - голень 1° - стопа α = 20° β = 22° χ = 69°</p>

Приподнятое положение таза в стартовом положении при выполнении упражнения (А) формируется за счет большего угла в коленных суставах (59°) по сравнению с углом в коленных суставах в двух других упражнениях (В – 54°, С – 46°). В то же время угол между бедром и туловищем в упражнениях А, В, С незначительно отличается по величине (46°, 42°, 43°). Поэтому низкое расположение тазобедренных суставов относительно коленных суставов в упражнениях с более тяжелой поднимаемой штангой обеспечивает более приподнятое исходное положение туловища в упражнениях В, С по сравнению с упражнением А. Сознательная ли это реакция спортсмена на увеличенный вес поднимаемой штанги? обосно-

ванно ли биомеханическими причинами такое различие в исходных положениях в упражнениях с различным поднимаемым весом?

Для ответа на этот вопрос обратимся к анализу пространственной структуры граничного положения «Максимум наклона туловища» фазы «Взаимодействие». Критерий граничного положения – максимальный наклон туловища, определяемый по наименьшему показателю обобщенной координаты туловища.

Граничное положение «Максимум наклона туловища» варьирует для всех упражнений по всем звеньям тела в пределах $0^{\circ} \div 7^{\circ}$ (таблица 5.5). Различия несущественны. Однако амплитуда перемещения звеньев биосистемы из предшествующего граничного положения к рассматриваемому положению значительно отличается. Бедра совершают наибольшее угловое перемещение, вращаясь по движению часовой стрелки от 30° (рисунок 5.5 А) и увеличивая поворот в упражнениях В, С соответственно до 43° и 49° . Аналогичная закономерность отмечается во вращательном движении туловища: с увеличением поднимаемого веса увеличивается угол поворота туловища от 11° (упражнение А) до 23° (упражнение В) и 27° (упражнение С). Более того, обращает на себя внимание и тот факт, что в этой фазе упражнения руки совершают поворот по часовой стрелке ($1^{\circ} \div 7^{\circ}$). Поэтому для обеспечения жесткой структуры кинематической цепи (руки, туловище, бедра) дистальных звеньев тела спортсмена необходимо развить мышечные усилия в тазобедренных суставах (рисунок 5.2), противодействующие как весу туловища, так и весу рук и штанги.

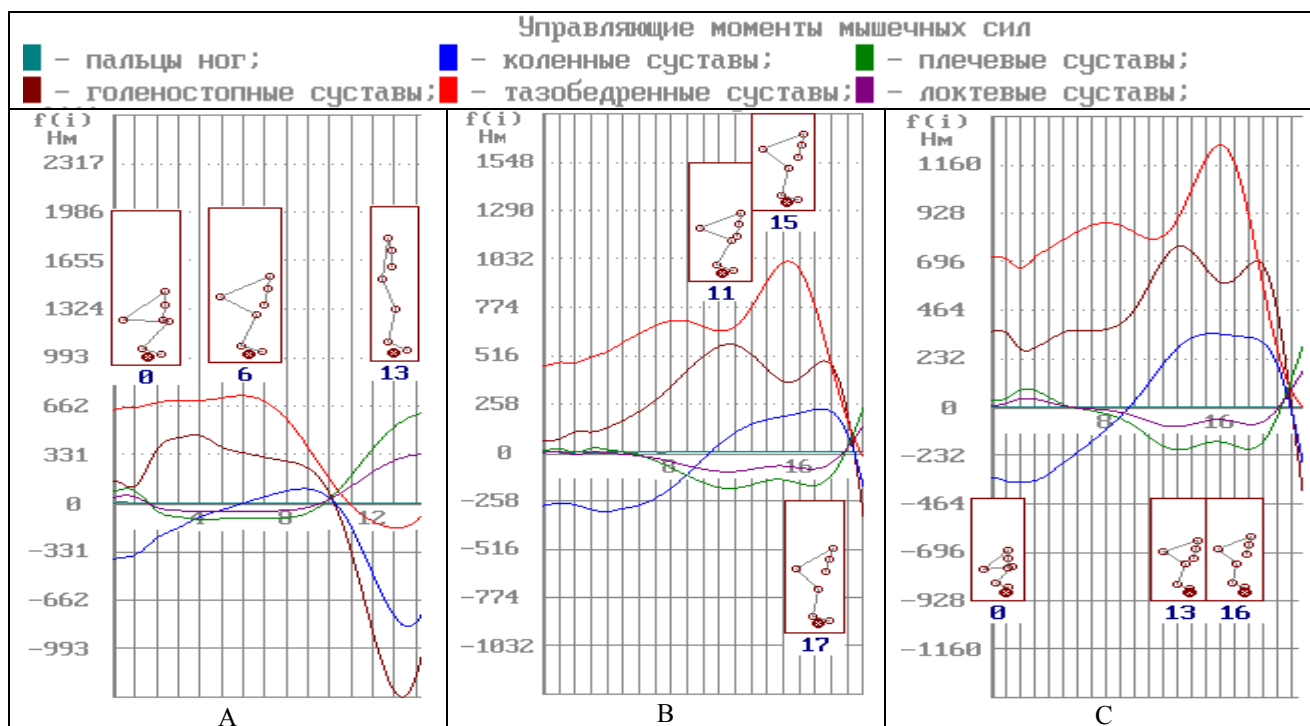


Рисунок 5.2 – Управляющие моменты мышечных сил в суставах тяжелоатлета при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок» (стадия «Тяга»)

Тяга мышц разгибателей тазобедренных суставов в этой фазе упражнения (линия обозначена красным цветом: рисунок 5.2 А, кадры 0–6; рисунок 5.2 В, кадры 0–13; рисунок 5.2 С, кадры 0–13) предотвращает «схлопывание» спортсмена в тазобедренных суставах, обеспечивая не только пространственную фиксацию туловища, но и дальнейшее его разгибательное вращение к вертикальному положению. Следует отметить, что развиваемые усилия мышц задней поверхности спины и бедер весьма и весьма значительны, а с увеличением веса поднимаемой штанги увеличивается и величина развиваемой мышечной тяги. Если с весом штанги в 70 кг развиваемые моменты мышечных сил в тазобедренных суставах достигают 660 Нм (рисунок 5.2 А, кадры 0–6), то с весом штанги в 100 кг увеличиваются до 770 Нм (рисунок 5.2 В, кадры 0–13). Тем более с весом штанги 140 кг атлет развивает мышечные усилия, превосходящие на отметке завершения фазы 900 Нм (рисунок 5.2 С, кадры 0–13).

Создание эффекта вращения треугольника (руки, туловище, бедра) относительно коленных суставов в направлении хода часовой стрелки и

соответственно поднимание таза в вертикальном направлении от опоры обеспечивается мышцами разгибателями коленных суставов в упражнении с весом 70 кг на протяжении всей фазы «Взаимодействие». Величина развиваемых моментов мышечных сил имеет тенденцию снижения в пределах $-350 \text{ Нм} \div 0 \text{ Нм}$ и, начиная с достижения граничного положения «Максимальный наклон туловища», происходит переключение с работы мышц разгибателей на работу мышц сгибателей коленных суставов.

В упражнениях с весом штанги 100 кг и 140 кг направленность мышечных усилий в коленных суставах в фазе «Взаимодействие» аналогична направленности тяги мышц в упражнении с весом 70 кг лишь на протяжении $3/4$ наклона туловища вперед. Величина мышечных усилий, реализующих разгибательное движение в коленных суставах тяжелоатлета, практически не меняется в упражнениях с различным весом штанги (рисунок 5.2 В, рисунок 5.2 С, кадры 0–13), но по абсолютной максимальной величине значительно меньше (в 2–3 раза), чем в тазобедренных суставах.

В еще меньшей значимости по величине управляющих моментов мышечных сил развиваются мышечные усилия в плечевых суставах в этой фазе упражнения в диапазоне $-100 \text{ Нм} \div -200 \text{ Нм}$ (рисунок 5.2 А, кадры 0–6; рисунок 5.2 В, кадры 0–13; рисунок 5.2 С, кадры 0–13). Атлет старается в это время, судя по направленности приложения мышечных усилий, прижать штангу к ногам, развивая с этой целью минимальные мышечные усилия в плечевых суставах.

Отметим, что направленность вращения рук в этой фазе упражнения соответствует направлению вращения часовой стрелки. Фактически это означает, что руки (когда осью вращения являются плечевые суставы) вращаются против действия момента силы тяжести, но не в направлении последующего в дальнейшем разгибательного движения рук в плечевых суставах, а в противоположном направлении. Это можно сравнить с маятником, расположенным внизу относительно точки опоры, и выведенным из состояния равновесия. Для выведения маятника из состояния равновесия необходимо приложить внешнюю силу. По отношению к штанге этой силой является управляющий момент мышечных сил в плечевых суставах.

Анализ координатного расположения маркерных точек (рисунок 5.3) положения плечевых суставов (зеленая линия) и грифа штанги (серая линия) позволяет сделать вывод о том, что на всей траектории движения штанги в стадии «Тяга» штанга расположена в отрицательной области числовой оси Ox относительно координат плечевых суставов, а радиус-вектор продольной оси рук ориентирован на угол, превышающий 90° .

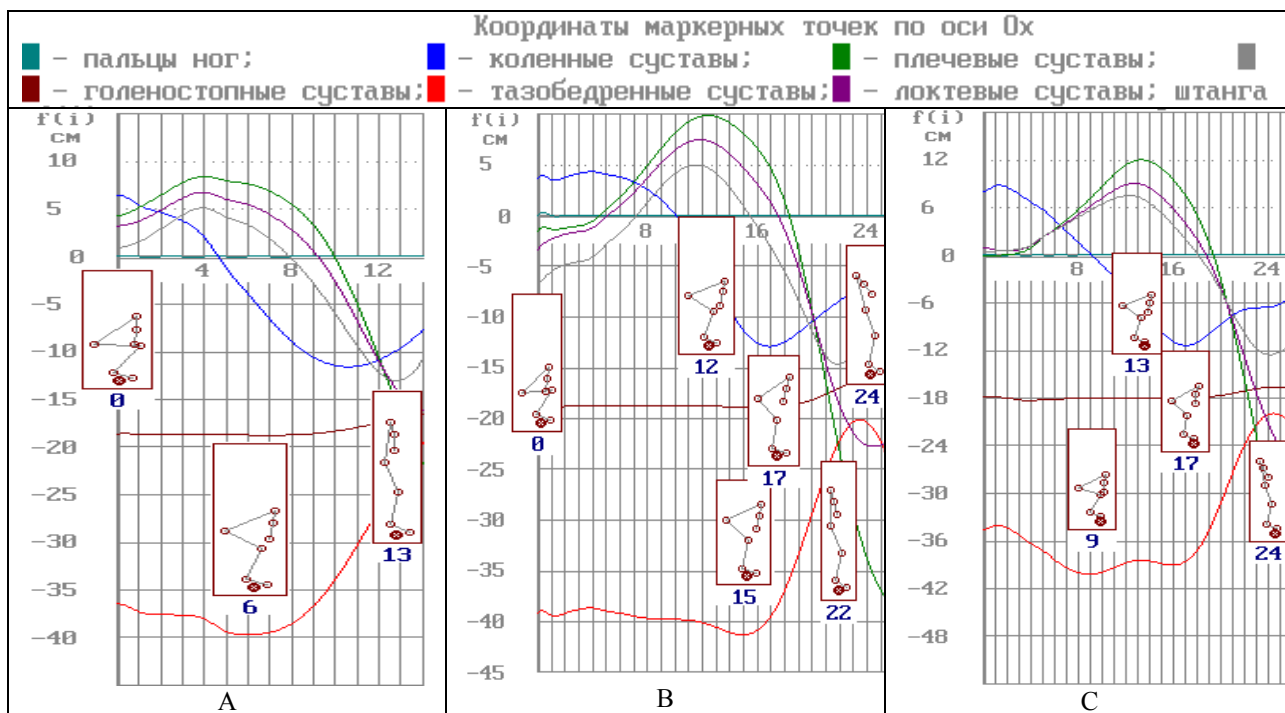


Рисунок 5.3 – Координаты маркерных точек тяжелоатлета по оси Ox , при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок» (стадии «Тяга», «Подрыв»)

Следовательно, атлет для удержания штанги в этом положении и противодействия моменту силы тяжести прикладывает мышечные усилия в плечевых суставах в направлении сближения штанги с ногами. В дальнейшем, при смене направленности приложения мышечных усилий в плечевых суставах в следующей фазе движений, это позволит перевести маятник вращения рук в направлении разгибательного движения в плечевых суставах. Руки, уже имея определенный набор угловой скорости в момент прохождения вертикального положения под осью плечевых суставов, создают рациональные биомеханические условия для дальнейшего приобретения штангой вращательного движения, а следовательно, увеличения кинетической энергии штанги (рисунок 5.4).

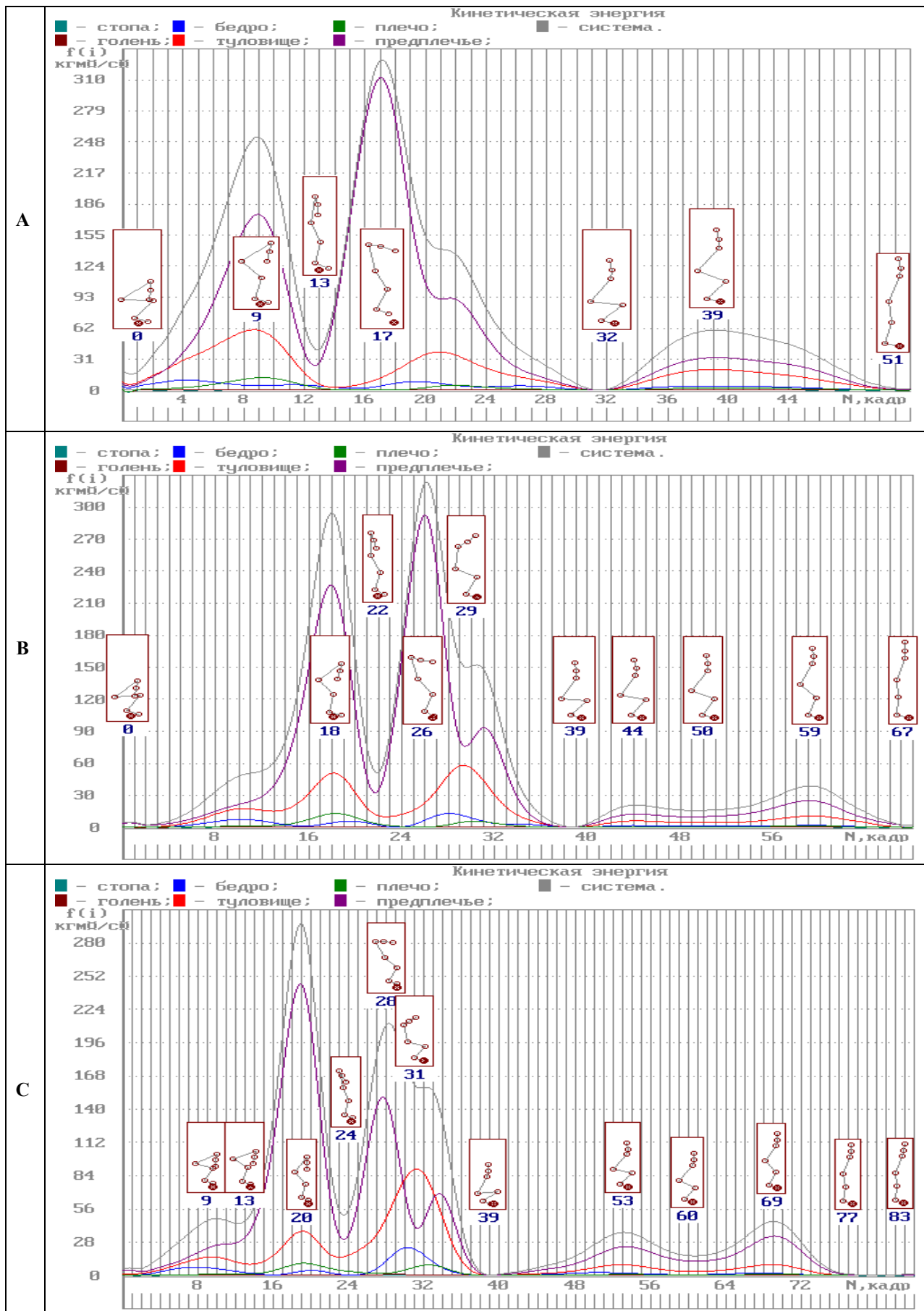


Рисунок 5.4 – Кинетическая энергия звеньев тела тяжелоатлета и системы «штанга – спортсмен» при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

Первый пик кинетической энергии приобретается в фазе «Предварительный разгон» (таблица 5.6) на первоначальном этапе положительного маятникообразного перемещения штанги из крайнего положения относительно плечевых суставов в сторону вращения часовых стрелок. Для упражнения с весом штанги равным 70 кг этому моменту времени соответствует положение рук атлета близкое к их вертикальному расположению внизу (рисунок 5.4 А, кадр 9). Для упражнения с весом штанги 100 кг и 140 кг это будут аналогичные положения (рисунок 5.4 В, кадр 18, рисунок 5.4 С, кадр 20).

Таблица 5.6 – **Ориентация звеньев тела тяжелоатлета в граничных положениях фазы «Предварительный разгон» в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А(70 кг)	В (100 кг)	С(140 кг)
Предварительный разгон	Максимум наклона туловища	<p>-96° - руки 31° - туловище 146° - бедро 70° - голень 159° - стопа</p> <p>6</p>	<p>-99° - руки 24° - туловище 142° - бедро 74° - голень 160° - стопа</p> <p>13</p>	<p>-97° - руки 24° - туловище 139° - бедро 74° - голень 154° - стопа</p> <p>13</p>
	Максимум отклонения голени	<p>-97° - руки 63° - туловище 116° - бедро 82° - голень 154° - стопа</p> <p>11</p>	<p>-102° - руки 37° - туловище 128° - бедро 82° - голень 161° - стопа</p> <p>17</p>	<p>-97° - руки 40° - туловище 127° - бедро 81° - голень 154° - стопа</p> <p>18</p>
Амплитуда перемещения звеньев		<p>-1° - руки 32° - туловище -30° - бедро 12° - голень -5° - стопа</p>	<p>-3° - руки 13° - туловище -14° - бедро 8° - голень 1° - стопа</p>	<p>-0° - руки 16° - туловище -12° - бедро 7° - голень 0° - стопа</p>

Более 80 % кинетической энергии системы «спортсмен – штанга» приобретаются не в силу вращательного движения рук относительно оси плечевых суставов, а в силу линейного перемещения ОЦМ тела спортсмена и штанги в вертикальном направлении вверх (рисунок 5.5). Доказательством этому является наибольшая величина вертикальной составляющей линейной скорости штанги именно кадров 9, 18, 20 (рисунок 5.5) для

упражнений А, В, С соответственно. Угловая скорость рук (плечо, предплечье) для этих кадров упражнений в это время незначительно отличается от нуля (рисунок 5.6 А, В, С; кадры 9, 18, 20), что и свидетельствует о наиболее значительном вкладе в накопление энергии движения именно вертикальной составляющей линейного перемещения ЦМ звеньев тела и штанги непосредственно.

Таким образом, первый пик кинетической энергии в рассматриваемых упражнениях приходится на границу фазы «Предварительный разгон» и фазы «Амортизация» (таблица 5.7). Таким граничным положением является положение «Максимум отклонения голени». Визуально можно судить об этом положении атлета как о достижении голенью практически вертикального положения: угол наклона голени относительно помоста составляет 81° - 82° . Первый и второй пик кинетической энергии в различных упражнениях отличаются по абсолютной величине: чем больше вес поднимаемой штанги, тем меньше величина кинетической энергии во втором пике по сравнению с первым пиком (рисунок 5.4).

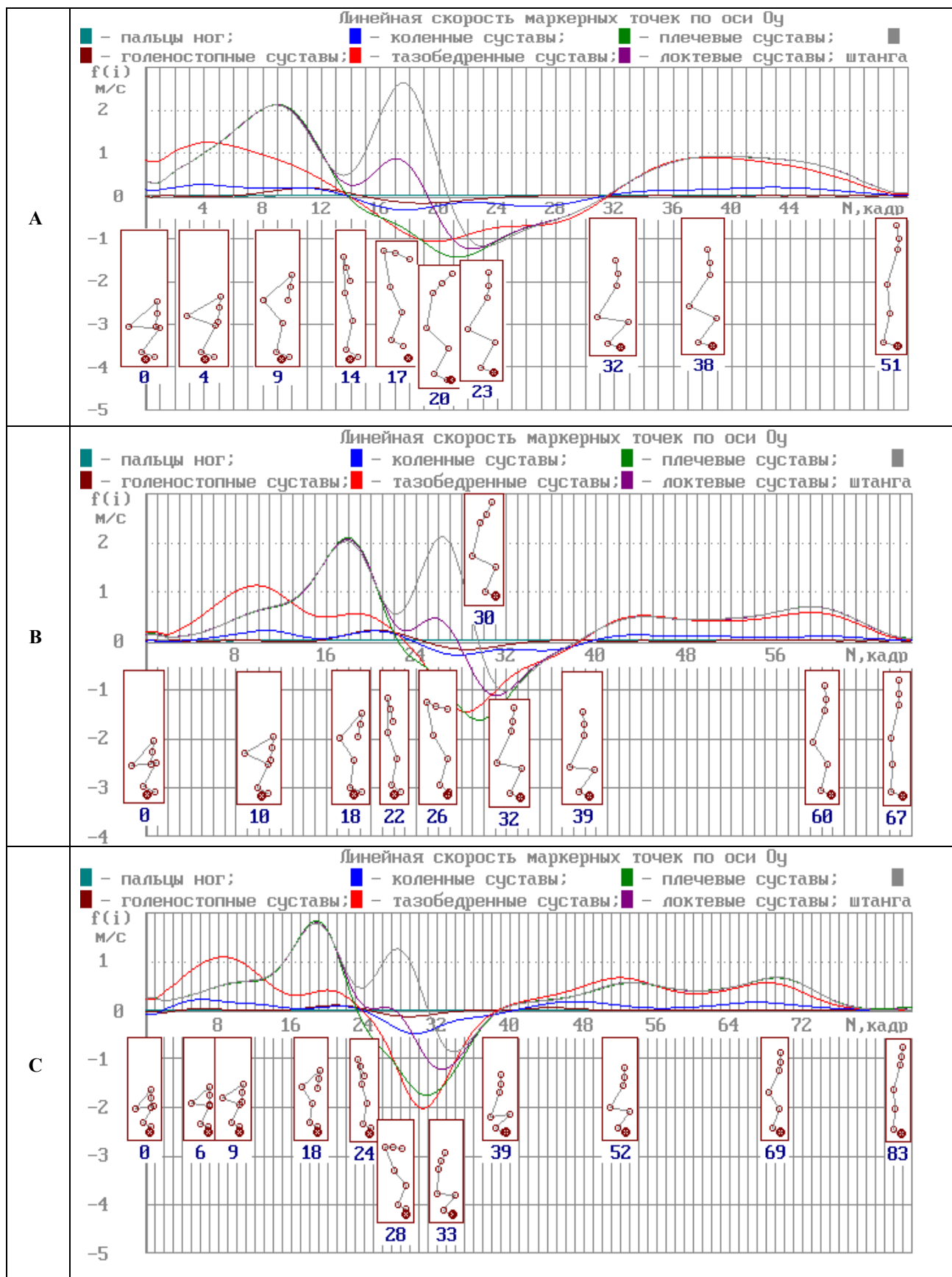


Рисунок 5.5 – Линейная скорость маркерных точек тяжелоатлета по оси Oy при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

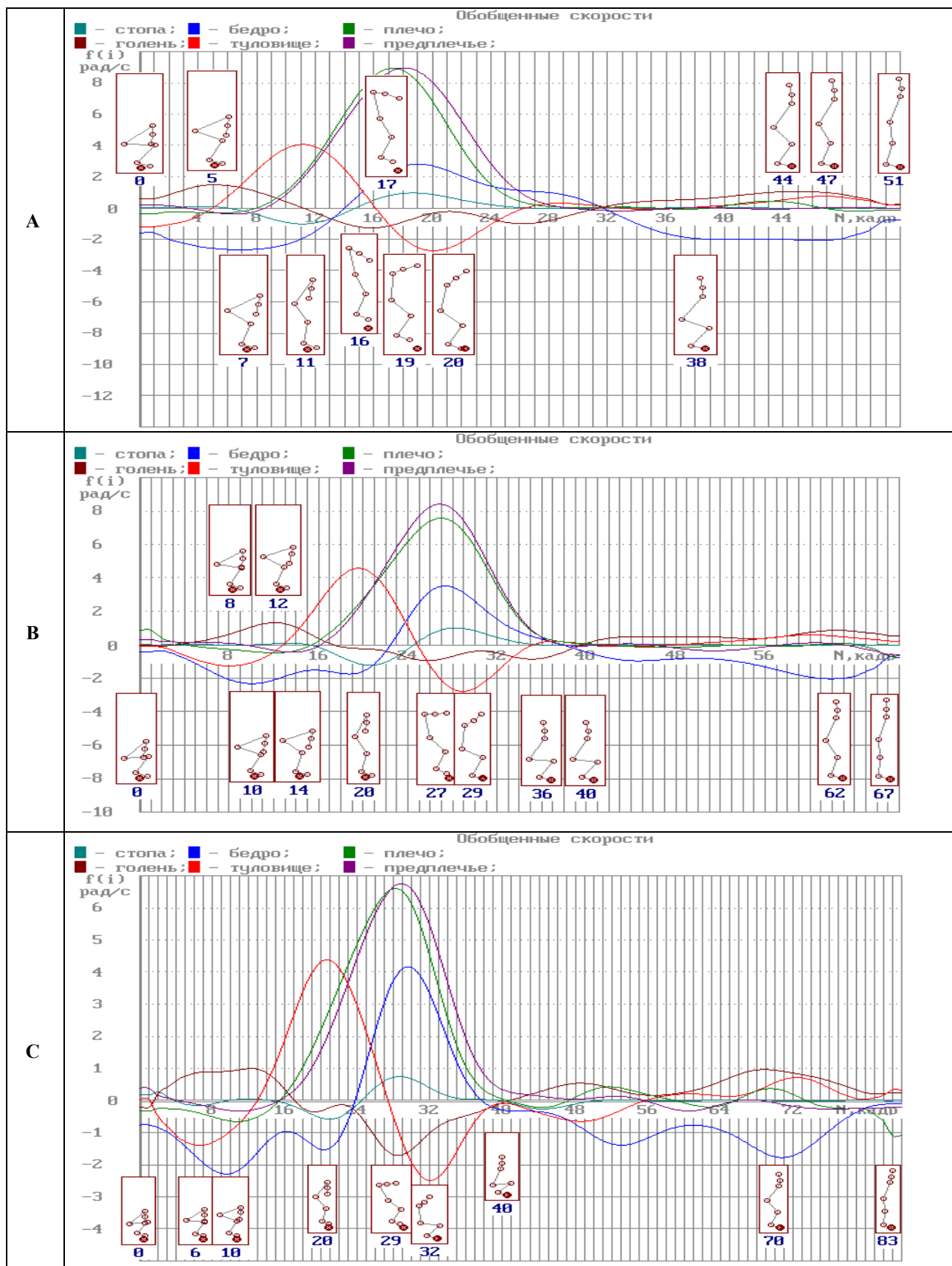



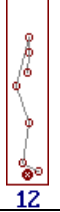


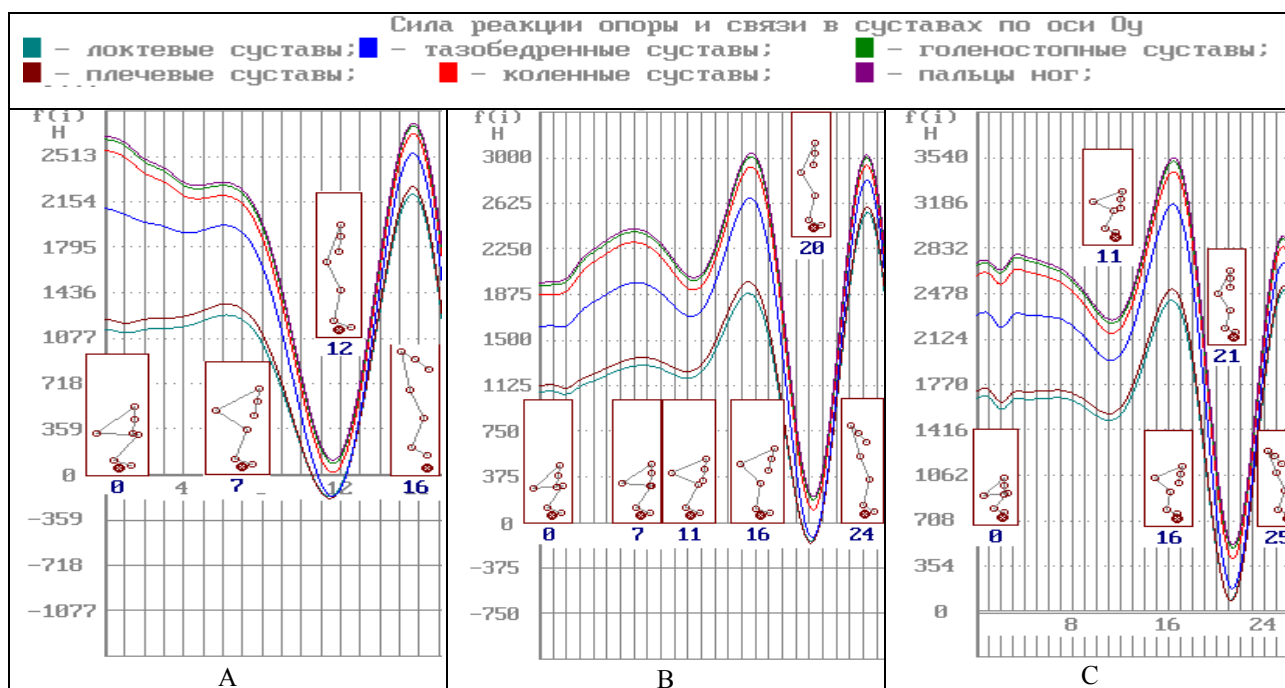


Рисунок 5.6 – Угловая скорость звеньев тела тяжелоатлета при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

**Таблица 5.7 – Ориентация звеньев тела атлета
в граничных положениях фазы «Амортизация»
в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А(70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Амортизация	Максимум отклонения голени	 -97° - руки 63° - туловище 116° - бедро 82° - голень 154° - стопа 11	 -102° - руки 37° - туловище 128° - бедро 82° - голень 161° - стопа 17	 -97° - руки 40° - туловище 127° - бедро 81° - голень 154° - стопа 18
	Минимум реакции опоры	 -92° - руки 73° - туловище 111° - бедро 81° - голень 151° - стопа 12	 -93° - руки 68° - туловище 116° - бедро 80° - голень 155° - стопа 20	 -88° - руки 71° - туловище 117° - бедро 77° - голень 150° - стопа 21
Амплитуда перемещения звеньев		5° - руки 10° - туловище -5° - бедро 1° - голень -3° - стопа	9° - руки 31° - туловище -12° - бедро -2° - голень -6° - стопа	9° - руки 31° - туловище -10° - бедро -4° - голень -4° - стопа

Специфическим моментом фазы «Амортизация» является как уменьшение кинетической энергии системы «спортсмен – штанга» (рисунок 5.4), так и резкое и значительное уменьшение вертикальной составляющей силы реакции опоры (рисунок 5.7).

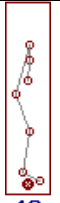


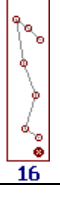
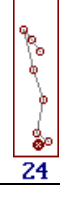



**Рисунок 5.7 – Сила реакции опоры и связи в суставах по оси Oy
при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С)
в упражнении «Рывок»**

Спортсмен, натываясь на опору, опирается на нее (с позиций биомеханики). Эффект снятия нагрузки с опоры возникает тогда, когда достигается локальный максимум вертикальной скорости перемещения штанги (рисунок 5.7 А, кадр 12; рисунок 5.7 В, кадр 20; рисунок 5.7 С, кадр 21). Линейное ускорение штанги по числовой оси Oy декартовой системы координат меняет знак с «+» на знак «-» в момент перехода через нулевое значение (рисунок 5.6 А, кадр 12; рисунок 5.6 В, кадр 20; рисунок 5.6 С, кадр 21). Снимаемая с опоры нагрузка достигает значительных величин, так как вертикальная составляющая силы реакции опоры снижается до 100÷600 Нм.

Критерий граничного положения фазы «Амортизация» – минимум показателя вертикальной составляющей силы реакции опоры. При достижении локального минимума вертикальной составляющей силы реакции опоры начинается заключительная фаза периода «Разгон», именуемая «Финальный разгон». Критерием завершения фазы «Финальный разгон» является граничное положение (таблица 5.8), характеризующееся достижением максимального значения вертикальной составляющей силы реакции опоры (рисунок 5.7 А, кадр 16; рисунок 5.8 В, кадр 24; рис. 5.8 С, кадр 25).

Таблица 5.8 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета в граничных положениях фазы «Финальный разгон» в упражнении «Рывок»

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А(70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Финальный разгон	Минимум реакции опоры	 -92° - руки 73° - туловище 111° - бедро 81° - голень 151° - стопа 12	 -93° - руки 68° - туловище 116° - бедро 80° - голень 155° - стопа 20	 -88° - руки 71° - туловище 117° - бедро 77° - голень 150° - стопа 21
	Максимум реакции опоры	 -40° - руки 100° - туловище 110° - бедро 72° - голень 146° - стопа 16	 -52° - руки 104° - туловище 109° - бедро 77° - голень 144° - стопа 24	 -52° - руки 107° - туловище 109° - бедро 76° - голень 146° - стопа 25
Амплитуда перемещения звеньев		52° - руки 27° - туловище -1° - бедро -9° - голень -5° - стопа	41° - руки 36° - туловище -7° - бедро -3° - голень -11° - стопа	36° - руки 36° - туловище -8° - бедро -1° - голень -4° - стопа

Для рассматриваемой фазы движения характерной особенностью кинематических перемещений звеньев тела спортсмена, обусловленной увеличением веса поднимаемой штанги, является смещение акцента кинематических действий атлета от разгибательного движения в плечевых суставах в сторону увеличения степени отклонения туловища от вертикального положения. Действительно, с увеличением веса штанги амплитуда перемещения рук уменьшается (таблица 5.8) от 52° (вес штанги 70 кг) до 41° (100 кг) и, далее, до 36° (140 кг). В то же время отклонение туловища от вертикальной плоскости увеличивается с увеличением веса штанги. Так, при весе штанги в 70 кг угол отклонения туловища от вертикального положения составляет 10° , при увеличении веса штанги до 100 кг рассматриваемый угол уже равен 14° и максимального значения в 17° достигает при подъеме штанги весом 140 кг. Насколько обоснована целесообразность подобной трансформации техники упражнения? На наш взгляд целесообразно увеличивать отклонение туловища от вертикального положения в связи с увеличением веса поднимаемой штанги. Можно привести следующие аргументы:

1. С увеличением амплитуды отклонения туловища от вертикального положения уменьшается вертикальная составляющая скорости перемещения штанги вверх, обусловленная перемещением плечевых суставов вниз (к опоре). Подобное уменьшение скорости штанги в вертикальном направлении вверх противоречит основной двигательной задаче: построить технику периода «Разгон» таким образом, чтобы обеспечить к окончанию периода приобретение штангой максимальной энергетике движения.

2. Увеличение амплитуды разгибательного движения рук в плечевых суставах будет более эффективным для увеличения вертикальной составляющей линейной скорости штанги, чем отклонение плечевого пояса от вертикальной плоскости.

Аргументы убедительны и против них возражений нет. Однако следует рассмотреть зафиксированную видеосъемкой анализируемую технику упражнения с иных позиций, в частности, с точки зрения приоритетности решаемых двигательных задач и силовой достаточности их решения.

Зачем выполняется отклонение туловища назад от опорного положения в вертикальной плоскости и почему возникает необходимость увеличения амплитуды отклонения в ответ на увеличивающийся вес снаряда? Одной из причин такого увеличения амплитуды отклонения туловища от опорной вертикали в связи с увеличивающимся весом поднимаемой штанги является то обстоятельство, что в данном случае проявляется компенсаторный механизм сохранения проекции штанги на площади опорной плоскости. Следовательно, в фазе «Финальный разгон» регулируется механизм динамического равновесия системы «спортсмен – штанга» отклонением туловища от вертикального положения. Зависимость прямая: чем больше вес штанги, тем больше отклонение туловища от вертикального положения.

Однако в конечном итоге все же не эта двигательная задача (сохранение динамического равновесия) является в данной фазе упражнения приоритетной задачей, без решения которой не может быть успешно реализована дальнейшая цепочка двигательных действий атлета. Приоритетное значение в рассматриваемой фазе упражнения отводится двигательной задаче: создание биомеханических условий эффективного входа спортсмена в период «Подсед» и успешного его выполнения. В качестве биомеханических условий выполнения упражнения мы выделяем подгруппу кинематических условий и подгруппу динамических условий. Кинематические условия характеризуются кинематическими показателями упражнения, а динамические условия – динамическими характеристиками и силовым ресурсом атлета. Именно в фазе «Финальный разгон» решается задача создания необходимой биомеханической платформы для успешного технического решения периода «Подсед». Здесь, как и в математике, иногда целесообразно на необходимые условия задачи взглянуть с противоположной стороны проблемы и определить их с конца. С этой целью рассмотрим структуру технических действий спортсмена в периоде «Подсед» и те граничные положения спортсмена, которые ограничивают фазовую структуру периода.

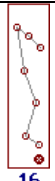
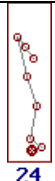

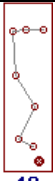


5.3 Параметры биомеханических характеристик второго периода упражнения «Подсед»

Второй период упражнения «Подсед» имеет две стадии: «Невесомость» и «Нагрузка». Каждая из стадий, в свою очередь, подразделяется на две фазовые структуры, обеспечивающие условия кинематической и динамической достаточности решения двигательных задач периода.

Стадия «Невесомость» – спортсмен реализует задачу достижения биомеханической достаточности системы «спортсмен – штанга» для входа в стадию «Нагрузка». В стадии «Невесомость» мы выделяем две фазы упражнения: «Уменьшение нагрузки» и «Безопорное состояние».

Фаза «Уменьшение нагрузки» (таблица 5.9) длится от 0,086 с до 0,172 с. Продолжительность фазы связана с весом поднимаемой штанги прямой зависимостью: чем больше вес штанги, тем продолжительнее фаза «Уменьшение нагрузки».

Таблица 5.9 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета в граничных положениях фазы «Уменьшение нагрузки» в упражнении «Рывок»

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А(70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Уменьшение нагрузки	Максимум реакции опоры	 -40° - руки 100° - туловище 110° - бедро 72° - голень 146° - стопа 16	 -52° - руки 104° - туловище 109° - бедро 77° - голень 144° - стопа 24	 -52° - руки 107° - туловище 109° - бедро 76° - голень 146° - стопа 25
	Снятие с опоры	 4° - руки 95° - туловище 121° - бедро 65° - голень 151° - стопа 18	 2° - руки 99° - туловище 131° - бедро 70° - голень 147° - стопа 27	 9° - руки 110° - туловище 138° - бедро 62° - голень 152° - стопа 29
Амплитуда перемещения звеньев		44° - руки -5° - туловище 11° - бедро -7° - голень 5° - стопа	54° - руки -5° - туловище 22° - бедро -7° - голень 3° - стопа	61° - руки 3° - туловище 29° - бедро -14° - голень 6° - стопа

Критерий граничного положения начала фазы «Уменьшение нагрузки» – максимальное локальное значение показателя вертикальной составляющей силы реакции опоры. Визуально начало фазы определяется как момент времени, в котором руки расположены относительно вертикально-

го положения под опорой (плечевые суставы) примерно под углом 45° (таблица 5.9).

Критерий граничного положения завершения фазы «Уменьшение нагрузки» – нулевое значение показателя вертикальной составляющей силы реакции опоры. Визуально завершение фазы определяется как момент времени, в котором руки расположены относительно вертикального положения примерно под углом 90° в горизонтальном положении (таблица 5.9).

Снятие с опоры. Термин «снятие с опоры» введем для биомеханической характеристики той фазы движения, которая происходит с момента изменения вертикальной составляющей силы реакции опоры от положительной величины на минусовое значение (рисунок 5.8).

Границей параметров рассматриваемого показателя является нулевое значение вертикальной составляющей силы реакции опоры, которое и определяет момент времени начала снятия с опоры (рисунок 5.8). Для всех трех анализируемых упражнений положение атлета в момент снятия с опоры характеризуется практически горизонтальным расположением рук (таблица 5.9). Следовательно, в качестве зрительного ориентира горизонтальное расположение рук может служить визуальным индикатором момента начала снятия с опоры.

Существенно, что для всех трех положений атлета в момент снятия с опоры отмечается пересечение туловищем вертикального положения. Чем больше поднимаемый вес, тем значительнее это отклонение. Например, если с весом 70 кг туловище отклонено от вертикали на 5° , то с весом 100 кг отклонение составляет 8° , а с весом 140 кг – на 18° . Объяснить этот факт можно необходимостью динамического уравнивания веса штанги весом атлета для сохранения равновесия системы «спортсмен – штанга». Предполагается, что в процессе всего упражнения проекция ОЦМ системы «спортсмен – штанга» проходит через площадь опоры, обеспечивая системе устойчивое равновесие. Так как вес штанги изменяется, а вес атлета остается прежним, то с неизменным весом спортсмена необходимо строить технику упражнения таким образом, чтобы ОЦМ системы «спортсмен – штанга» постоянно проектировалась на опору. Достигается

это постоянство, в частности, отклонением туловища от вертикального положения, что обеспечивает увеличение момента силы тяжести тела спортсмена, уравнивающего момент силы тяжести штанги. Поэтому, чем больше поднимаемый вес, тем значительнее отклонение туловища от вертикального положения.

Эффект отклонения туловища назад от вертикального положения усиливается дополнительным отклонением от вертикального положения бедер спортсмена. Так для веса 70 кг (таблица 5.9 А) угол между бедром и вертикалью составляет 31° . Для упражнения с весом 100 кг рассматриваемый угол возрастает до 41° (таблица 5.9 В), а для веса 140 кг уже равен 48° (таблица 5.9 С).

Следует отметить не дополнительное отклонение бедер от вертикального положения, а такую степень разгибания в коленных суставах, которая с увеличением веса штанги обеспечивает все меньший угол поворота бедра к вертикальному положению: будет увеличиваться угол между вертикалью и бедром, а следовательно, и плечо момента силы тяжести тела спортсмена для противодействия увеличивающемуся моменту силы тяжести штанги.

Кроме того, отклонение туловища от вертикального положения с необходимостью обусловит и геометрическое перемещение плечевых суставов от вертикального положения, а следовательно, и переместит штангу к проекции вертикального положения над опорой. Этот механизм перемещения, несомненно, должен быть связан с максимальным абсолютным значением отрицательной величины реакции опоры системы «спортсмен – штанга» по оси Ox (рисунок 5.8).

Анализ расчетных показателей силы реакции опоры (рисунок 5.8) показывает, что, действительно, в момент снятия с опоры (рисунок 5.8 А, кадр 18; рисунок 5.8 В, кадр 27; рисунок 5.8 С, кадр 29) горизонтальная составляющая силы реакции опоры достигает для каждого из рассматриваемых упражнений максимальных отрицательных значений. Зависимость между весом штанги и величиной горизонтальной составляющей силы реакции опоры в данном случае обратная.

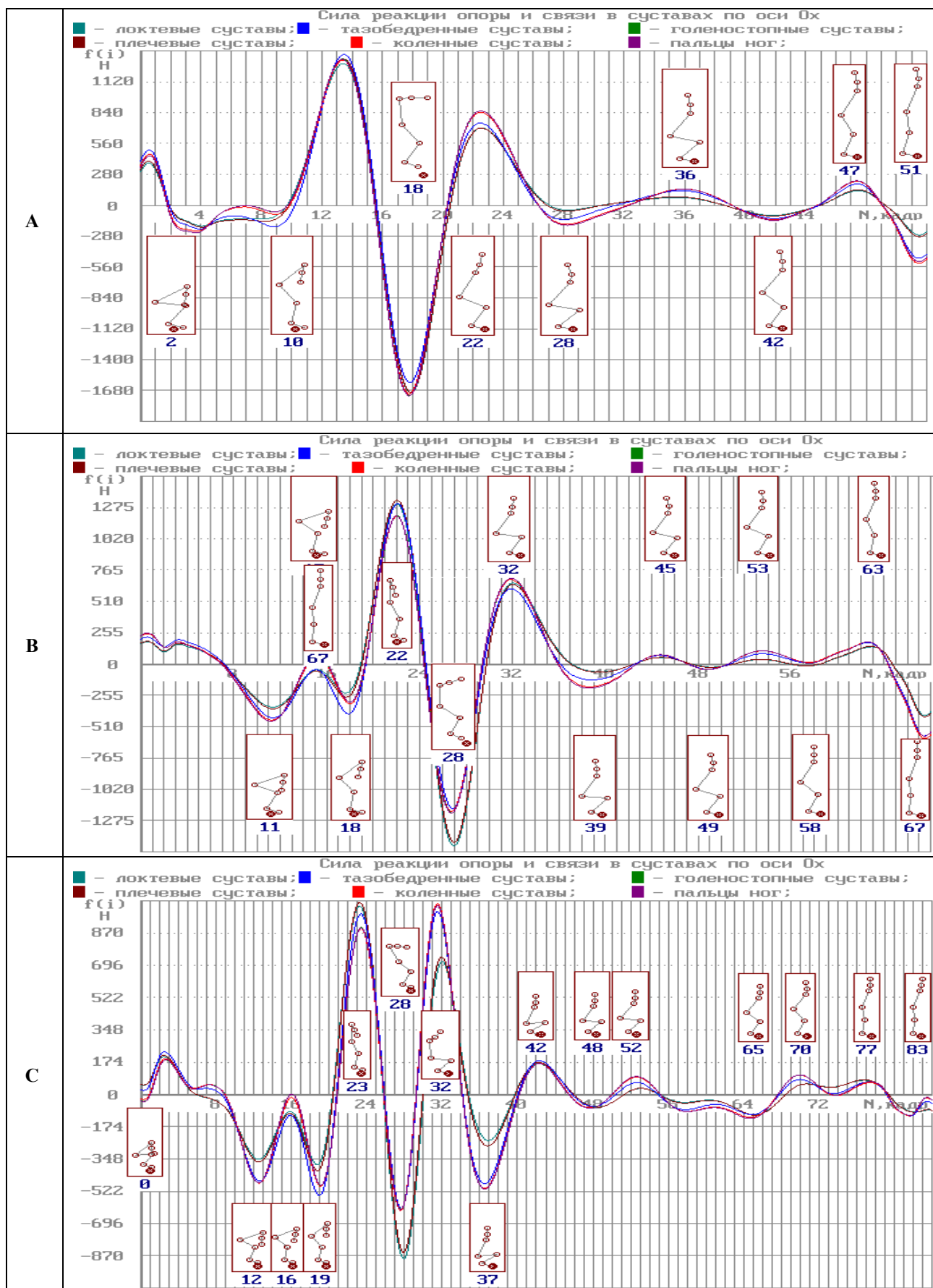


Рисунок 5.8 – Сила реакции опоры и связи в суставах тяжелоатлета по оси O_x при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

Косвенное подтверждение предположения об увеличении плеча силы тяжести тела спортсмена, связанного с соответствующим увеличением веса поднимаемой штанги, – проекция плечевых суставов атлета на ось Ox . Так, для упражнения с весом 70 кг расстояние по оси Ox от плечевых суставов до пальцев стопы ног в момент снятия с опоры равнялось 0,26 м (рисунок 5.9 А, кадр 18). С возрастанием веса штанги происходит все большее удаление плечевых суставов от вертикального положения: 0,38 м и 0,48 м для упражнений с весом штанги 100 кг и 140 кг соответственно (рисунок 5.9 В, кадр 27, рисунок 5.9 С, кадр 29).

Таким образом, в виде закономерности отмечается прямая зависимость расстояния от плечевых суставов до опорной вертикали от веса штанги: чем больше вес штанги, тем больше плечи атлета отклонены от опорной вертикали в момент снятия с опоры.

Координаты плечевых точек по оси Oy в момент снятия с опоры, как и в горизонтальном направлении, хорошо отражают зависимость «координаты – вес штанги». Однако в данном случае сравниваются координаты плечевых суставов по оси Oy с высотой подъема штанги относительно опоры (рисунок 5.10).

Координата максимума плечевых суставов по оси Oy (линия зеленого цвета на рисунке 5.10) при подъеме штанги с различным весом практически не изменяется и находится в пределах 147÷148 см. Координата максимума подъема штанги находится в обратной зависимости от веса штанги.

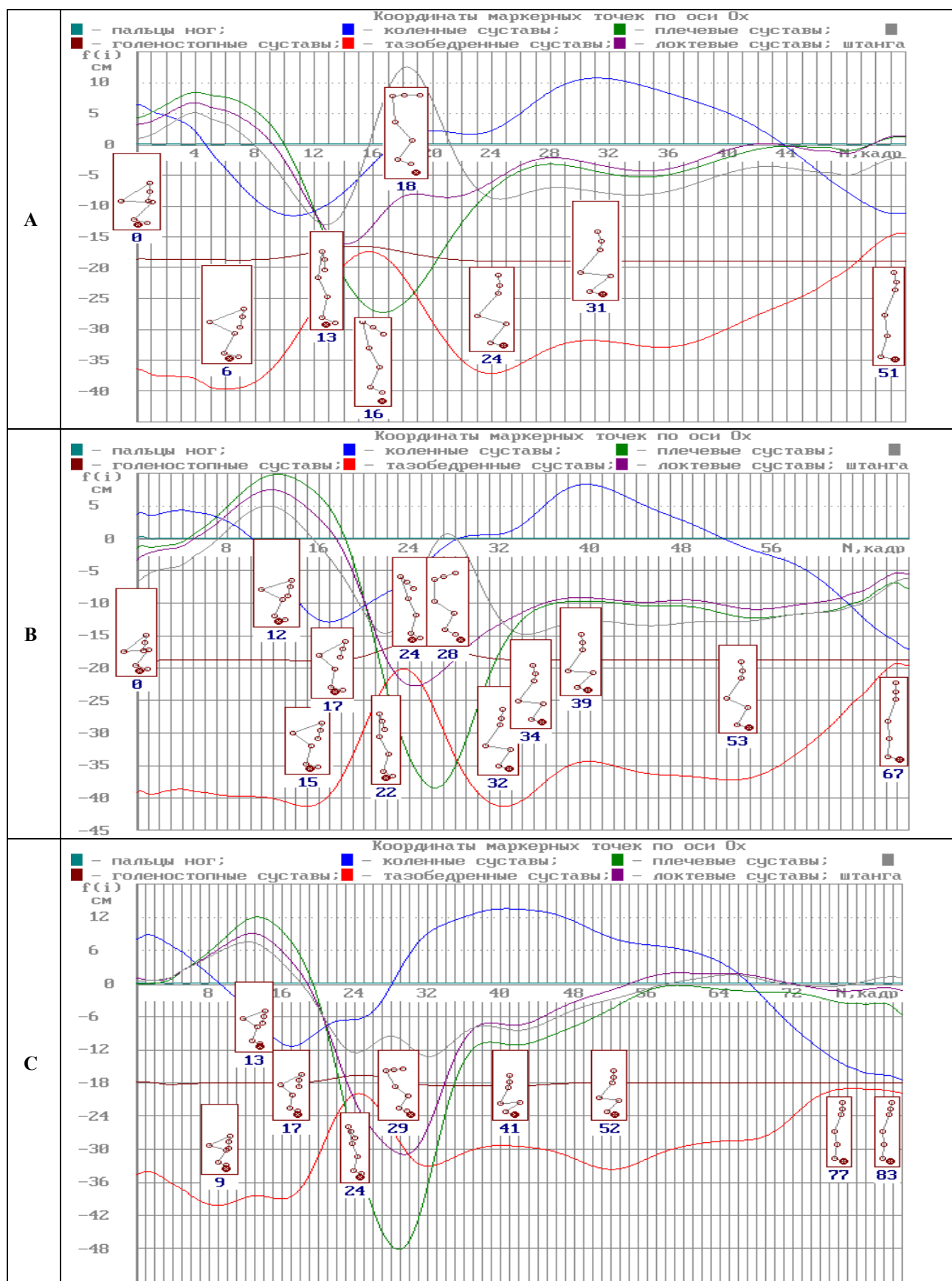


Рисунок 5.9 – Координаты маркерных точек тяжелоатлета по оси Ox при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

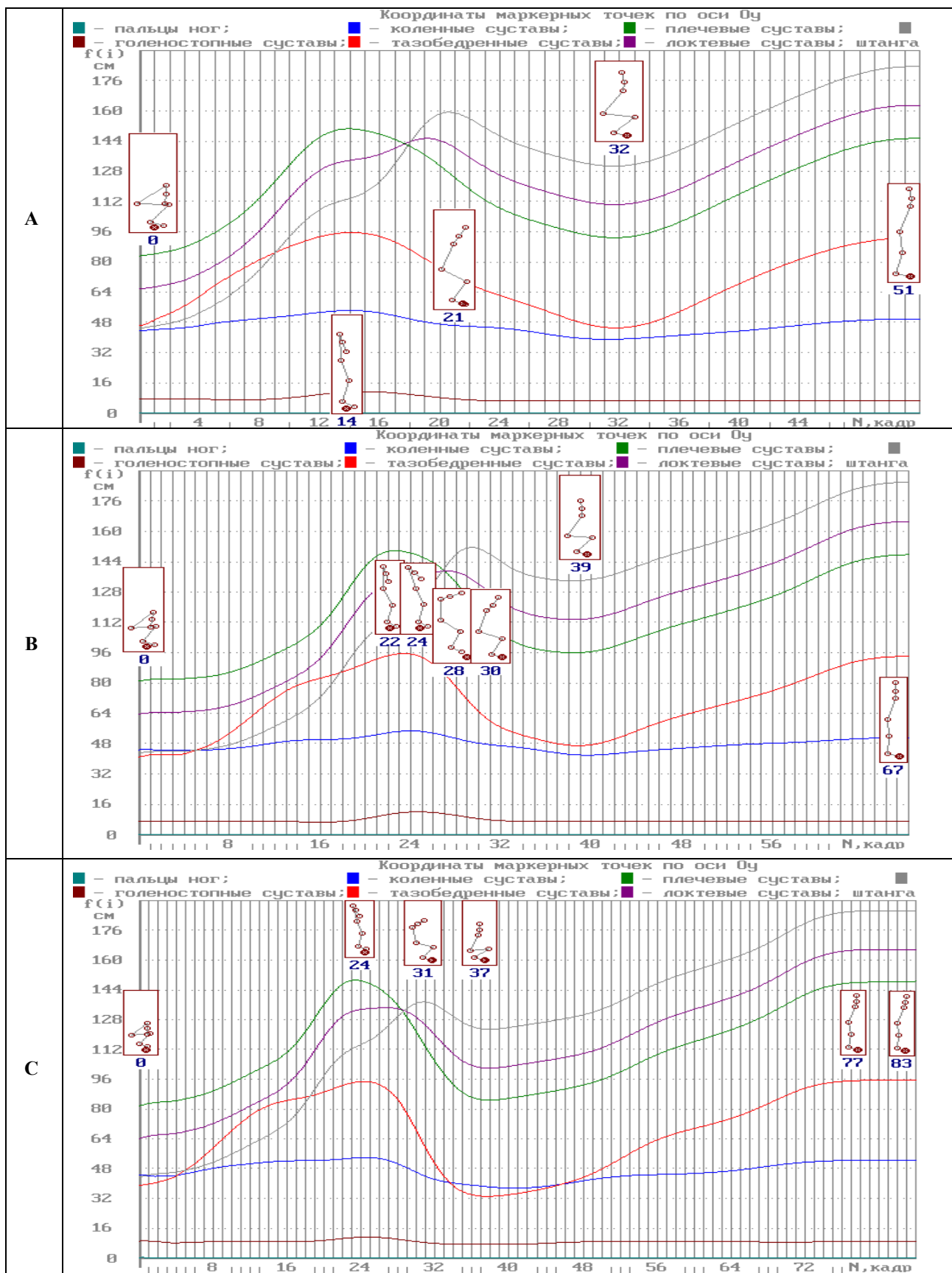


Рисунок 5.10 – Координаты маркерных точек тяжелоатлета по оси Oy при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

В первом случае, когда вес штанги 70 кг, вертикальная составляющая координаты штанги по оси Oy в момент максимального ее подъема равна 160 см (рисунок 5.10 А, кадр 23). При увеличении веса штанги до 100 кг происходит снижение потолка подъема штанги до 152 см (рисунок 5.10 В, кадры 29–30). При весе штанги 140 кг максимальная высота подъема штанги составляет 131 см (рисунок 5.10 С, кадр 31). Следовательно, при весе штанги 70 кг максимум подъема штанги на 12 см превышает высоту подъема плечевых суставов спортсмена. При весе штанги 100 кг этот показатель уже равен 4 см, а при весе 140 кг штанга расположена на 17 см ниже уровня плеч. Таким образом, зависимость обратная: чем больше вес поднимаемой штанги, тем меньше потолок ее подъема. Этот показатель – максимальная высота подъема штанги, равная максимальной величине координаты торца грифа перекладины по оси Oy , является одним из важнейших индикаторов техничности исполнения упражнения.

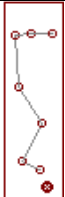


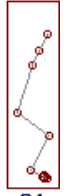


Из анализа графика координат маркерных точек тяжелоатлета по оси Oy при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок» (рисунок 5.10) следует, что в момент снятия с опоры графики маркерных точек плечевых суставов (зеленый цвет) и торца грифа штанги (серый цвет) пересекаются.

В таблице 5.7 в столбце А этому моменту времени соответствует кадр 18, а в столбце В – кадр 27, а в столбце С – кадр 29. Это и есть кадры снятия с опоры для каждого из упражнений. Следовательно, в момент времени, соответствующий снятию с опоры, графики координат плечевых суставов и торца грифа штанги оси Oy пересекаются, а точка пересечения графиков расстояния от опоры до плечевых суставов и торца грифа штанги по вертикали соответствует моменту времени снятия с опоры.

Фаза «Безопорное состояние». Длительность фазы составляет от 0,129 с до 0,0 с. Продолжительность фазы (таблица 5.10) связана с весом поднимаемой штанги обратной зависимостью: чем больше вес штанги, тем менее длительна фаза «Безопорное состояние». В упражнении с максимальным весом поднимаемой штанги рассматриваемая фаза практически отсутствует, реальная длительность фазы равна нулю, а анализируется участок движения с близкими к ней биомеханическими параметрами.

Критерий граничного положения начала фазы «Безопорное состояние» – нулевое значение показателя вертикальной составляющей силы реакции опоры. Нулевому значению вертикальной составляющей силы реакции опоры в условиях отсутствия физической связи стоп атлета с опорой соответствует момент времени потери контакта стоп с опорой. В нашем случае рассматривается вычисленный сегмент перехода вертикальной составляющей силы реакции опоры в отрицательную область числовой оси, взятый как элемент сравнительного анализа, а не как элемент реальных биодинамических воздействий.

Таблица 5.10 – **Ориентация звеньев тела тяжелоатлета в граничных положениях фазы «Безопорное состояние» в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Безопорное состояние	Снятые с опоры	 <p>4⁰ - руки 95⁰ - туловище 121⁰ - бедро 65⁰ - голень 151⁰ - стопа</p> <p>18</p>	 <p>2⁰ - руки 99⁰ - туловище 131⁰ - бедро 70⁰ - голень 147⁰ - стопа</p> <p>27</p>	 <p>9⁰ - руки 110⁰ - туловище 138⁰ - бедро 62⁰ - голень 152⁰ - стопа</p> <p>29</p>
	контакт с опорой	 <p>63⁰ - руки 73⁰ - туловище 143⁰ - бедро 62⁰ - голень 158⁰ - стопа</p> <p>21</p>	 <p>58⁰ - руки 76⁰ - туловище 157⁰ - бедро 65⁰ - голень 155⁰ - стопа</p> <p>30</p>	 <p>40⁰ - руки 100⁰ - туловище 160⁰ - бедро 54⁰ - голень 156⁰ - стопа</p> <p>31</p>
Амплитуда перемещения звеньев		<p>59⁰ - руки -22⁰ - туловище 22⁰ - бедро -3⁰ - голень 7⁰ - стопа</p>	<p>56⁰ - руки -23⁰ - туловище 26⁰ - бедро -5⁰ - голень 8⁰ - стопа</p>	<p>31⁰ - руки -10⁰ - туловище 22⁰ - бедро -8⁰ - голень 4⁰ - стопа</p>

Отрицательная величина вертикальной составляющей силы реакции опоры была бы зарегистрирована, если бы между помостом и стопами ног спортсмена существовала физическая связь в виде жесткого закрепления стоп к опоре, которая бы препятствовала перемещению стоп. Визуально начало фазы определяется как момент времени, в котором руки расположены относительно вертикального положения примерно под углом 90° в

горизонтальном положении относительно плечевых суставов (таблица 5.10).

Критерий граничного положения завершения фазы «Безопорное состояние» – нулевое значение показателя вертикальной составляющей силы реакции опоры. Этому моменту времени соответствует начало контакта стоп атлета с опорой (граничное положение – контакт с опорой) в момент завершения фазы «Безопорное состояние». Визуально завершение фазы определяется как момент времени, в котором руки расположены относительно вертикального положения над опорой под углом примерно 40° – 60° (таблица 5.10).

Фаза «Безопорного состояния» может характеризоваться или действительным состоянием кратковременного отсутствия опоры, или постоянным контактом стоп спортсмена с опорой, но в условиях уменьшающегося действия вертикальной составляющей силы реакции опоры. В рассматриваемых случаях имеет место фаза «Безопорного состояния» (рисунок 5.11 А, рисунок 5.11 В) и фаза «Пониженного давления на опору» (рисунок 5.11 С).

Длительность фазы «Безопорного состояния» определяется разностью момента времени начала опорного периода приседа и момента времени снятия с опоры. Для упражнения с поднимаемым весом 70 кг (рисунок 5.11 А) момент времени снятия с опоры соответствует кадрам 18 и 19, а момент времени начала опорного периода приседа – кадрам 20 и 21. В это время вертикальная составляющая силы реакции опоры равняется нулю. Для упражнения с весом 100 кг (рисунок 5.11 В) аналогичные показатели соответствуют значениям кадров 27-28 и 29-30. Временной показатель длительности безопорного состояния равен в обоих случаях по 0,086 с.

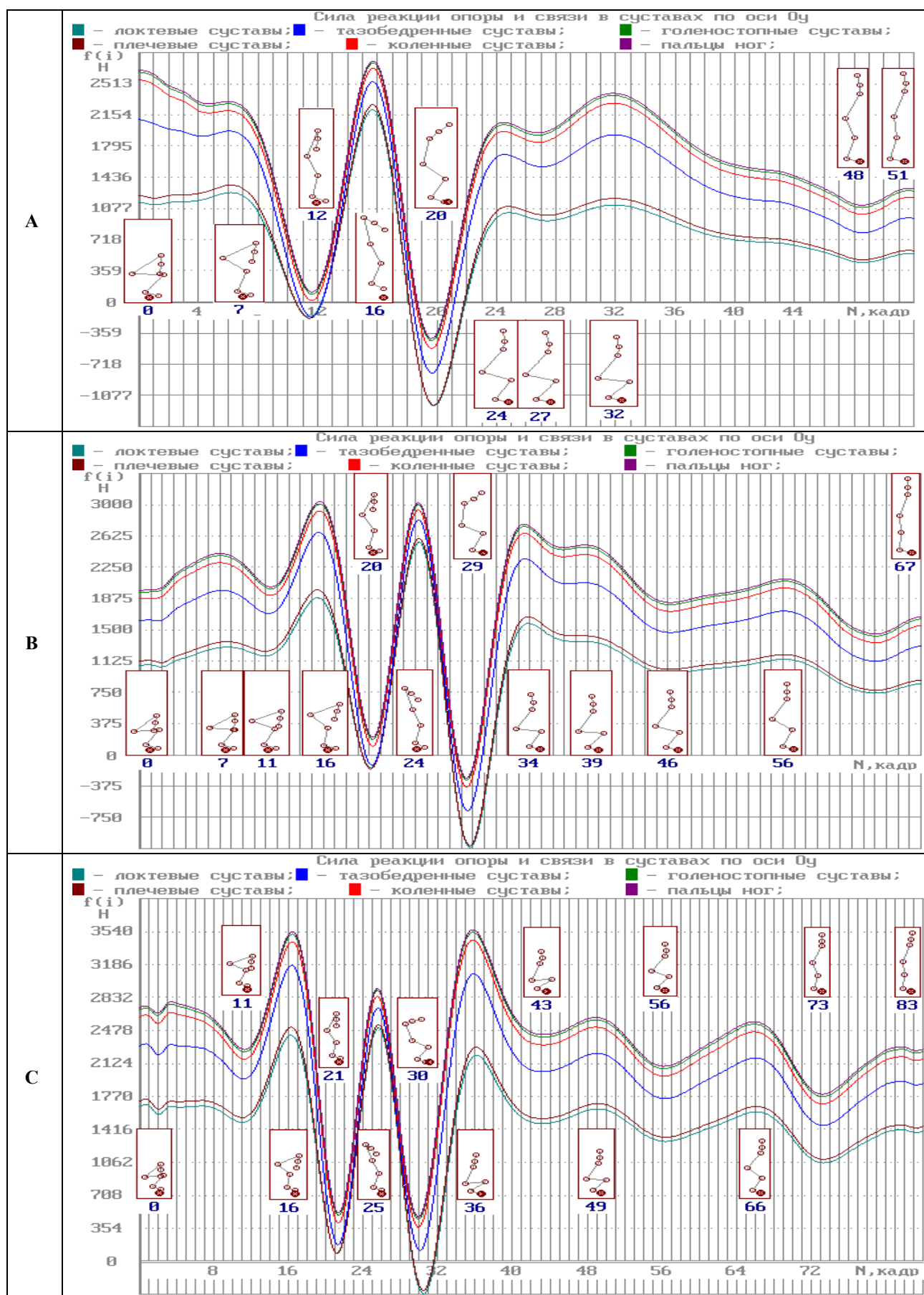


Рисунок 5.11 – Сила реакции опоры и связи в суставах спортсмена по оси Oy при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»


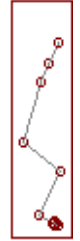


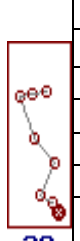
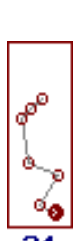
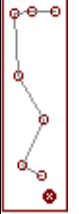
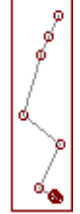
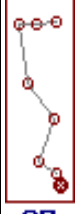

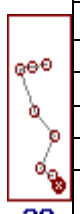
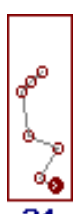
Возникает вопрос: «Если спортсмен в безопорном состоянии, то каким образом интерпретировать минусовые значения вертикальной составляющей силы реакции опоры, которые не должны иметь место, когда контакт спортсмена с опорой отсутствует?» Все дело в том, что расчеты выполнялись с привязкой к тому, что съём стоп ног спортсмена с опоры отсутствует. Это дает возможность определить величину тяги опоры на себя, а в действительности как вертикальная, так и горизонтальная составляющие силы реакции опоры во время тяги опоры на себя, т. е. в безопорном состоянии, равны нулю. Для упражнения с весом 70 кг показатель тяга опоры на себя равен -400 Н (рисунок 5.11 А, кадр 20), для упражнения с весом 100 кг соответственно – -300 н (рисунок 5.11 В, кадр 29). Таким образом, с увеличением веса поднимаемой штанги величина тяги опоры на себя уменьшается, и следовательно, отмечается обратная зависимость между весом штанги и показателем тяги опоры на себя.

Какие изменения в кинематических показателях движения происходят в безопорном состоянии? Попытаемся ответить на этот вопрос с позиций эффективности решения двигательной задачи для этого периода упражнения. Так как переход из опорного состояния в безопорное и (или) наоборот наступает в момент достижения вертикальной составляющей силы реакции опоры нулевого значения, то кинематические характеристики упражнения для этих моментов времени и будут характеризовать кинематическое состояние спортсмена на границе опорного и безопорного состояний. Момент времени «снятие с опоры» будет стартовой величиной безопорного состояния, а момент контакта стоп ног спортсмена с опорой – результирующей (финишной) величиной.

При отсутствии безопорного состояния логично считать, что стартовые величины биомеханических характеристик безопорного состояния будут одновременно и результирующими величинами биомеханических характеристик безопорного состояния. Но это предположение приводит к тому, что время переходного процесса от стартового до финишного состояния будет равно нулю. Для биомеханического анализа техники упражнения такой подход не является конструктивным, поэтому будем считать, что стартовыми и финишными величинами при отсутствии момента сня-

тия с опоры являются биомеханические данные, минимально отставленные по времени от локального экстремума вертикальной составляющей силы реакции опоры. Для упражнения с весом штанги 140 кг, в котором биомеханического снятия с опоры не достигается, этому моменту времени соответствуют кадры 29 и 31 (таблица 5.11, рисунок 5.11 С) как равноотстоящие от локального экстремума вертикальной составляющей силы реакции опоры (рисунок 5.11 С, кадр 30). Временной показатель длительности переходного процесса – 0,86 с.

Таблица 5.21 – Стартовые и финишные кинематические величины тяжелоатлета и их разница (Δ) в безопорном состоянии по обобщенным координатам и высоте плеч (Н) и штанги (S) в упражнении «Рывок»

Показатели и звенья (сегменты)	Вес штанги								
	А (70 кг)			В (100 кг)			С (140 кг)		
	Безопорное состояние			Безопорное состояние			Опорное состояние		
	Стартовые показатели	Финишные показатели	Δ	Стартовые показатели	Финишные показатели	Δ	Стартовые показатели	Финишные показатели	Δ
Н (плечи-см)	 144	 125	19	 141	 117	24	 131	 112	19
S (штанга-см)	 142	 159	17	 141	 152	11	 132	 137	5
Руки (град)	5	65	60	2	60	58	8	36	28
Туловище -//-	95	71	24	98	77	21	108	93	15
Бедро (град)	120	143	23	130	159	29	137	161	24
Голень (град)	65	62	3	70	65	5	63	55	8
Стопа (град)	150	159	9	147	161	14	152	158	6
	18	21		27	30		29	31	

В упражнении с весом штанги 140 кг безопорное состояние отсутствует, момента снятия с опоры нет и минимальная величина вертикальной составляющей силы реакции опоры равна 530 Н (рисунок 5.11 С, кадр 30). Следовательно, с увеличением веса поднимаемой штанги показатель тяги опоры на себя уменьшается, а непосредственно положительные значения вертикальной составляющей силы реакции опоры свидетельствуют об опорном характере перехода спортсмена в присед.

Амплитуда перемещения звеньев тела атлета от стартового до финишного положения отличается как между звеньями тела в одном упражнении, так и между звеньями тела в различных упражнениях.

Наибольшее перемещение во всех трех упражнениях отмечается у рук. Если при выполнении упражнения с весом 70 кг и 100 кг амплитуда

перемещения рук достигает 60° и 58° , значительно приближаясь к вертикальному положению, то при работе с весом 140 кг амплитуда движения за это же время (0,086 с) значительно меньше – 28° . Этим вызвано такое существенное уменьшение амплитуды перемещения рук в третьем упражнении, ведь во втором упражнении вес увеличен по сравнению с первым упражнением почти на 50 %, а амплитуда перемещения рук уменьшилась всего на 2 %.

Объяснить отмеченный факт сознательным уменьшением амплитуды перемещения рук нельзя, т. к. во всех трех упражнениях двигательная задача для управляющих движений в плечевых суставах в этой части упражнения одна и та же: выполняя перемещение под штангу, нужно как можно быстрее перевести руки в вертикальное положение над плечевыми суставами.

Возможно в этой части упражнения спортсмен прилагает значительные мышечные усилия для увеличения (разгибания) угла в плечевых суставах и ему не хватает динамических ресурсов для обеспечения силового каркаса упражнения. Однако, рассматривая величину развиваемых атлетом мышечных усилий в плечевых суставах (рисунок 5.12 С, кадры 29–31) в анализируемой части упражнения, можно отметить абсолютное снижение силы тяги мышц по сравнению с аналогичными частями упражнений с поднимаемым весом в 70 кг (рисунок 5.12 А, кадры 18–21) и весом в 100 кг (рисунок 5.12 С, кадры 27–30). Как следует из расчетных данных, спортсмен развивает мышечные усилия направленные уже не на разгибание рук, а на нажим на штангу в направлении противоположном ее перемещению. Иначе говоря, кроме статической опоры о помост стопами ног, атлет при выполнении подката использует штангу в качестве дополнительной динамической опоры для кистей рук. Важно отметить, что мышечные усилия спортсмена в этот момент направлены на уменьшение угла в суставах, на тормозящее действие вращения рук и перемещение штанги к опорной вертикали.

Отметим, что суммарная величина развиваемых мышечных усилий в плечевых суставах (0 Нм ÷ -232 Нм) при выполнении упражнения с весом 140 кг меньше, чем в упражнении с весом 100 кг (-200 Нм ÷ -230 Нм) и с

весом в 70 кг (-280 Нм ÷ -300 Нм). Знак «минус» в цифровых показателях характеризует направление момента мышечных сил по часовой стрелке, знак «плюс» – против часовой стрелки.

Выявленная направленность приложения мышечных усилий тяжелоатлета в этой части упражнения неординарна. До проведения экспериментальной части исследования можно было бы предположить о нейтральной работе мышц плечевых суставов в этой части упражнения и о доведении рук в вертикальное положение по инерции.

Однако вся эта, казалось бы, парадоксальная механика работы мышц плечевого пояса объясняется биомеханической целесообразностью быстрого перехода в положение приседа и использованием с этой целью сформированной опоры сверху в виде штанги. Для сохранения динамического равновесия и предотвращения запрокидывания штанги назад включается механизм предварительной мышечной коррекции тормозного пути штанги в горизонтальном направлении.

В момент съема с опоры руки совершают вращение в направлении опрокидывания на спину, а туловище вращается в противоположном направлении. В безопорном состоянии направление вращения сохраняется. И если для рук конечным ориентиром вращения является слегка отклоненное за вертикаль положение, то конечным ориентиром вращения для туловища является такое положение, при котором проекция ОЦМ системы «спортсмен – штанга» находится в площади опоры стоп спортсмена.

Отметим, что руки атлета с поднимаемым весом 70 кг, 100 кг и 140 кг к моменту финишного состояния совершают поворот соответственно на 60°, 58°, 28°. Туловище совершает поворот с угловым перемещением от стартового до финишного состояния соответственно на 24°, 21°, 15°. Амплитуда перемещения примерно в 2 раза меньше, чем у рук.

Поворот бедер (23°, 29°, 24°) и голеней (3°, 5°, 8°) регламентируется весом поднимаемой штанги, исходным положением звеньев в момент стартового состояния и характеризуется относительной фиксацией угла в коленных суставах и довольно значительной амплитудой поворота бедер.

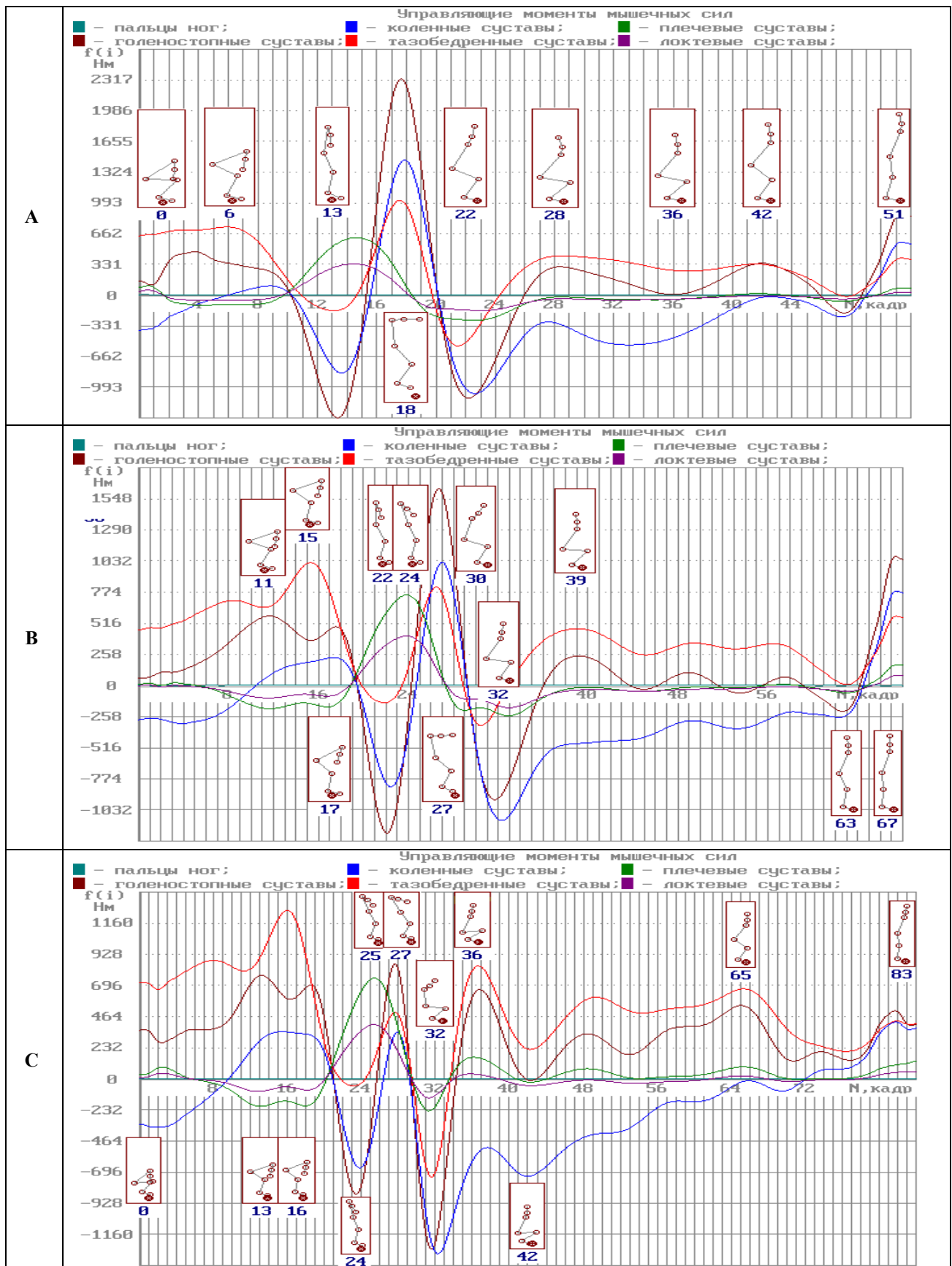


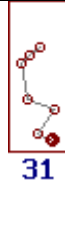





Рисунок 5.12 – Управляющие моменты мышечных сил в суставах атлета при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

Стадия «Нагрузка». Следующая стадия периода «Подсед». В стадии «Нагрузка» реализуется двигательная задача спортсмена: перевести биомеханическую систему «спортсмен – штанга» из кинематического состояния «Контакт с опорой» в кинематическое состояние «Глубокий присед». Рассматриваемая стадия включает две фазы: «Увеличение нагрузки» (таблица 5.12) и «Амортизационная коррекция» (таблица 5.13).

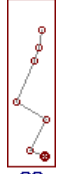





Таблица 5.12 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета в граничных положениях фазы «Увеличение нагрузки» в упражнении «Рывок»

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Увеличение нагрузки	Контакт с опорой	 <p>63⁰ - руки 73⁰ - туловище 143⁰ - бедро 62⁰ - голень 158⁰ - стопа</p> <p>21</p>	 <p>58⁰ - руки 76⁰ - туловище 157⁰ - бедро 65⁰ - голень 155⁰ - стопа</p> <p>30</p>	 <p>40⁰ - руки 100⁰ - туловище 160⁰ - бедро 54⁰ - голень 156⁰ - стопа</p> <p>31</p>
	Пик мышечной нагрузки (коленные суставы)	 <p>77⁰ - руки 66⁰ - туловище 149⁰ - бедро 62⁰ - голень 160⁰ - стопа</p> <p>22</p>	 <p>82⁰ - руки 64⁰ - туловище 167⁰ - бедро 64⁰ - голень 159⁰ - стопа</p> <p>32</p>	 <p>82⁰ - руки 72⁰ - туловище 187⁰ - бедро 46⁰ - голень 158⁰ - стопа</p> <p>36</p>
Амплитуда перемещения звеньев		<p>14⁰ - руки -7⁰ - туловище 6⁰ - бедро 0⁰ - голень 2⁰ - стопа</p>	<p>24⁰ - руки -12⁰ - туловище 10⁰ - бедро -1⁰ - голень 4⁰ - стопа</p>	<p>42⁰ - руки -28⁰ - туловище 27⁰ - бедро -8⁰ - голень 2⁰ - стопа</p>

Разделение стадии «Нагрузка» на две фазы («Увеличение нагрузки» и «Амортизационная коррекция») преследует решение педагогической задачи определения максимума мышечной нагрузки в нижних конечностях и граничного положения пика мышечной нагрузки. Педагогическая задача решается на основе биомеханически оправданного определения точки пика мышечной нагрузки для коленных суставов, испытывающих наибольшее мышечное напряжение. Выявленная точка локального экстремума управляющих моментов мышечных сил в коленных суставах является

разделительной границей фаз «Увеличение нагрузки» и «Амортизационная коррекция».

Таблица 5.13 – **Ориентация звеньев тела тяжелоатлета в граничных положениях фазы «Амортизационная коррекция» в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Амортизационная коррекция	Пик мышечной нагрузки (коленные суставы)	 77° - руки 66° - туловище 149° - бедро 62° - голень 160° - стопа 22	 82° - руки 64° - туловище 167° - бедро 64° - голень 159° - стопа 32	 82° - руки 72° - туловище 187° - бедро 46° - голень 158° - стопа 36
	Глубокий присед	 94° - руки 60° - туловище 172° - бедро 48° - голень 161° - стопа 32	 95° - руки 63° - туловище 174° - бедро 53° - голень 159° - стопа 38	 85° - руки 70° - туловище 186° - бедро 43° - голень 158° - стопа 39
Амплитуда перемещения звеньев		17° - руки -6° - туловище 23° - бедро 14° - голень 1° - стопа	13° - руки -1° - туловище 7° - бедро -11° - голень 0° - стопа	3° - руки -2° - туловище -1° - бедро -3° - голень 0° - стопа

Фаза «Увеличение нагрузки». Длительность фазы обусловлена временем достижения максимального мышечного напряжения в коленных суставах, противодействующего тяжести поднимаемой штанги и веса спортсмена в уступающем режиме работы мышц, в процессе перехода атлета из граничного положения «Контакт с опорой» в положение «Пик мышечной нагрузки». Между временем достижения положения «Пик мышечной нагрузки» и весом поднимаемой штанги существует прямая зависимость, а время фазы изменяется в пределах 0,043–0,215 с.

Критерий граничного положения «Пик мышечной нагрузки» в заключительной части фазы «Увеличение нагрузки» – максимальная величина управляющих моментов мышечных сил в коленных суставах.

Фаза «Амортизационная коррекция». Эта фаза по длительности прямо противоположна фазе «Увеличение нагрузки»: с увеличением веса поднимаемой штанги длительность фазы уменьшается. Наибольшая продолжительность фазы при работе с минимальными и средними весами – от 0,43 до 0,258 с. Очень кратковременна фаза при работе с максимальным

весом, и продолжительность фазы ограничивается временем, не превышающим 0,13 с.

Критерий граничного положения «Глубокий присед» – минимальная (нулевая) величина кинетической энергии, визуально наблюдаемая (крайнее нижнее положение приседа). Так как двигательная задача фазы «Амортизационная коррекция» заключается в нейтрализации возмущающих воздействий, раскачивающих систему «спортсмен – штанга» в горизонтальном направлении и выводящих ее из состояния динамического равновесия, то, в качестве критерия граничного положения «Глубокий присед» рассматривалась не минимальная величина положения штанги над плоскостью опоры, а принималась минимальная величина кинетической энергии. Казалось бы, минимальная высота штанги над опорой доставляет системе «спортсмен – штанга» минимум потенциальной энергии и, в этом случае, минимум потенциальной энергии системы правомочно рассматривать в качестве критерия граничного положения завершающей части фазы «Амортизационная коррекция». Однако при минимальной величине потенциальной энергии системы «спортсмен – штанга», что аналогично минимальной высоте расположения штанги над опорой, возможны колебательные движения звеньев тела относительно осей вращения, приводящие к раскачиванию системы и вступающие в противоречие с двигательной задачей фазы. Поэтому в данном случае в качестве критерия граничного положения звеньев тела спортсмена был избран показатель минимума кинетической энергии системы.

Двигательная задача периода «Подсед» – построить технику приседания таким образом, чтобы обеспечить в положении приседа удержание штанги над головой на выпрямленных руках. Так как в момент снятия с опоры штанга расположена на уровне плечевых суставов, а в конечном положении – над головой атлета, то в фазе подседа все действия спортсмена направлены на то, чтобы обеспечить силовой каркас кинематического перехода из состояния снятия с опоры в положение приседа руки вверх.

Достаточно ли этих изменений в пространственном положении звеньев тела атлета или необходимо каким-либо образом подкорректировать

конфигурацию биосистемы перед началом выполнения приседа? Попробуем дать ответ на поставленный вопрос с позиций эффективности решения двигательной задачи.

Естественно, что после безопорного состояния, в момент контакта стоп ног спортсмена с опорой (финишное состояние) звенья тела спортсмена еще не достигают конечного, результирующего положения приседа. Но принимаемая в финишном состоянии поза спортсмена, хотя и является промежуточной, позволяет в определенной степени дать оценку техническим действиям спортсмена. Эту оценку будем давать в момент финишного состояния по двум критериям:

1. По степени отклонения ОЦМ системы «спортсмен – штанга» по оси Ox в финишном положении от срединной точки площади опоры. По оси Ox срединная точка площади опоры располагается в отрицательной области числовой оси на расстоянии 14 см от начала декартовой системы координат (рисунок 5.16). Эту точку мы будем принимать за начало локальной системы координат вертикальной проекции ОЦМ системы «атлет – штанга» по оси Ox .

























2. Так как в конечном положении приседа штанга должна располагаться над плечевыми суставами, то целесообразно принять за критерий выполнения программы движения высоту расположения штанги относительно плечевых суставов. Если за 100 % принять высоту штанги при вертикальном ее расположении над плечевыми суставами, то реальная высота штанги, выраженная в процентах в момент финишного состояния, покажет степень выполнения двигательной задачи для плечевых суставов.

3. За критерий резервных возможностей кинематики движения атлета в подкате возьмем разницу между возможным и необходимым перемещением штанги:

- параметры возможного перемещения штанги определяются как разница между высотой штанги в финишном состоянии и в глубоком приседе (таблица 5.14);

- параметры необходимого перемещения штанги определяются как разница между высотой штанги в вертикальном положении над плечевыми суставами и высотой штанги в финишном состоянии.

Таблица 5.14 – Стартовые и финишные показатели суставных углов и их разница (Δ) в безопорном состоянии тяжелоатлета в упражнении «Рывок»

Суставы	Вес штанги											
	А (70 кг)				В (100 кг)				С (140 кг)			
	Стартовые показатели	Финишные показатели	Δ		Стартовые показатели	Финишные показатели	Δ		Стартовые показатели	Финишные показатели	Δ	
Плечевые	 90	 174	84	 84	 163	79	 80	 123	43			
Тазобедренные	 155	 108	53	 148	 98	50	 155	 112	43			
Коленные	 125	 99	26	 120	 94	26	 106	 94	12			
Голеностопные	 18	 83	12	 27	 103	7	 29	 103	14			

Таким образом, зона рабочего перемещения штанги во время приседа определяется разницей между высотой штанги в вертикальном положении над плечевыми суставами в финишном состоянии и высотой штанги в глубоком приседе. Несомненно, чем больше этот показатель, тем в более выгодных условиях кинематического выполнения приседа находится атлет.

Для того чтобы дать количественную оценку уровня техничности исполнения тяжелоатлетом упражнений от стартового состояния безопорного периода и до глубокого приседа в опорном периоде, осталось определить кинематические показатели позы спортсмена в глубоком приседе. Рассмотрим пространственные характеристики углов наклона звеньев тела спортсмена к оси Ox , отражающие обобщенные координаты штангиста во всех трех анализируемых упражнениях.

Двигательную задачу от момента снятия с опоры и до момента контакта с опорой можно дифференцировать по трем структурным компонентам управляющих действий атлета в суставах:

1. Управляющие действия в плечевых суставах, конечным результатом которых является положение штанги на выпрямленных руках над головой.
2. Управляющие действия в тазобедренных суставах, обеспечивающие приход спортсмена в рабочее положение приседа.
3. Управляющие действия в коленных суставах, обеспечивающие приход спортсмена в рабочее положение приседа.



















Абсолютную величину результата управляющих действий спортсмена в зоне переходного процесса можно представить в виде углового перемещения звеньев тела, изменяющих конфигурацию биосистемы, а следовательно, и взаимное расположение звеньев. Если взаимное расположение звеньев тела спортсмена изменилось, то изменяются и величины суставных углов. Следовательно, результат управляющих действий спортсмена в суставах может характеризоваться, как угловым перемещением звеньев тела спортсмена, так и величиной изменения суставного угла. Величина углового перемещения звеньев тела атлета в таблице 5.11 представлена показателем Δ (Δ – разность между стартовыми и финишными показателями углового положения стоп (9)). Параметры Δ определяются как абсолютная величина разности между обобщенными координатами звена в стартовом и финишном положениях. Например, нижняя строка данных в упражнении «А» (159, 150, 9) отражает стартовые (159) и финишные (150) показатели суставного угла.

Так же как и в предыдущей таблице, показатель Δ будет определять разность, но уже не между обобщенными координатами звеньев в стартовом и финишном положениях, а разность между суставными углами в стартовом и финишном положениях, т. е. параметр Δ в данном случае будет являться индикатором изменения амплитуды суставных углов или амплитуды управляющих движений.

Переход в положение «присед – руки вверху» от момента контакта спортсмена с опорой характеризуется тем, что на всей траектории подседа в упражнении с малым и средним весом режим работы мышечной системы опорно-двигательного аппарата нижних конечностей обусловлен динамической нагрузкой в уступающем режиме работы мышц. Известно, что уступающий режим работы мышц наиболее благоприятен для развития максимальных мышечных усилий [43; 46; 73]. Биомеханика приседания в этой фазе упражнения характеризуется постепенным уменьшением скорости приседания ОЦМ системы «спортсмен – штанга» в вертикальном направлении к моменту приближения к глубокому приседу. Так как уменьшение скорости связано с увеличением линейного ускорения и определяется им, то для уменьшения вертикальной составляющей линейной

скорости ОЦМ системы требуются все возрастающие мышечные усилия спортсмена. Максимальная мышечная нагрузка на опорно-двигательный аппарат нижних конечностей достигает -1070 Нм в коленных суставах (рисунки 5.12 А, кадр 22) и -515 Нм в тазобедренных суставах. Пик этой нагрузки по временной шкале приседа отмечается раньше, чем атлет достигает максимальной глубины приседа. Это очень важная особенность работы опорно-двигательного аппарата тяжелоатлета, которая ранее не отмечалась в специальной литературе. Действительно, казалось бы, что максимальные мышечные усилия тяжелоатлет должен развивать в момент уменьшения скорости перемещения ОЦМ системы «спортсмен – штанга» до нуля (максимум глубины приседа – таблица 5.15 А, кадр 32), когда вертикальная составляющая ускорения ОЦМ максимальна (таблица 5.15). Однако в этом положении момент силы тяги мышц в коленных суставах равен -530 Нм, что более чем в два раза меньше, чем в проходящем положении максимальной мышечной нагрузки (таблица 5.15 А, кадр 22).

Таблица 5.15 – Биомеханические характеристики периода «Подсед» при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

		Max Mk		Max Ry (н)		Ry=0		Ry=0		Max H		Max Mk		Min H	
		Коленные суставы		Реакция опоры		Реакция опоры		Реакция опоры		Высота штанги		Коленные суставы		Высота штанги	
А	Н (см)		115		122		144		160		156		130		
	Ry (н)		1650		2700		0		0		1100		2390		
	Mk (нм)		-800		330		1450		-660		-1070		-530		
	MГ (нм)		-145		485		1020		-500		-515		350		
	α (град)		152		142		123		100		100		94		
	β (град)		166		169		154		109		109		96		
		14		16		18		21		21		22		32	
В	Н (см)		112		118		141		152		144		133		
	Ry (н)		180		3000		0		0		2250		2500		
	Mk (нм)		-840		-390		1000		-520		-1110		-560		
	MГ (нм)		-130		190		800		-270		0		590		
	α (град)		150		147		118		87		95		80		
	β (град)		166		172		149		100		117		77		
		22		24		27		30		29		32		39	
С	Н (см)		115		118		132		135		135		123		
	Ry (н)		2200		2920		0		0		0		3400		
	Mk (нм)		-680		-480		115		-1280		-1280		-515		
	MГ (нм)		-45		232		230		-700		-620		800		
	α (град)		150		148		104		63		77		38		
	β (град)		171		173		150		104		121		64		
		24		25		29		32		31		32		37	

В упражнении с максимальным весом сгибанию в коленных суставах противодействуют управляющие моменты мышечных сил величиной до -1300 Нм, реализуемые в динамическом режиме работы мышц. Такие максимальные параметры силы тяги мышц отмечаются раньше, чем достигается максимальная глубина приседа. Следовательно, здесь картина изменения мышечных усилий в опорно-двигательном аппарате нижних конечностей аналогична той, которая отмечается при выполнении упражнений с малым и средним весом.

Отметим технические особенности выполнения приседа в связи с вариативным изменением веса штанги:

1. Глубина приседания, оцениваемая по степени суставного угла в коленных и тазобедренных суставах (таблица 5.16)

Таблица 5.16 – Кинематические показатели суставных углов тяжелоатлета в стартовом положении и в глубоком приседе при выполнении упражнения «Рывок» с весом штанги 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С)

№ п/п	Кадр	Положение спортсмена	Суставы	А	В	С
				Угол	Угол	Угол
1	А-0	Исходное положение	коленные	60°	55°	50°
	В-0		тазобедренные	46°	43°	45°
	С-0		плечевые	45°	40°	40°
2	А-32	Глубокий присед	коленные	55°	60°	35°
	В-38		тазобедренные	67°	68°	63°
	С-39		плечевые	210°	208°	208°

Только при работе с максимальным весом происходит максимально глубокий присед до анатомического ограничения угла в коленных (35°) и тазобедренных (63°) суставах. В упражнениях с малым и средним весом глубина приседа не достигает предельных, анатомически возможных значений: угол в коленных суставах равен 55°–60°, в тазобедренных – 67°–68°.

2. Во всех трех анализируемых упражнениях четко прослеживаются общие механизмы изменения структуры мышечных усилий в различных фазах, стадиях и периодах упражнения. В глубоком приседе формируется жесткая конструкция в подвижных биомеханических узлах: «коленные суставы», «тазобедренные суставы». Жесткость достигается:

- В упражнениях с малым и средним весом пружинно-рессорным ограничением уменьшения суставного угла в коленных суставах за счет мышечных усилий. При достижении максимального приседа угол в коленных суставах составляет 55° – малый вес, 60° – средний вес, что обеспечивает достаточно комфортные условия для минимизации силового обеспечения подъема в этой фазе движения. В упражнении с малым весом тяговые усилия мышц в коленных суставах в зоне максимального приседа не превышают -500 Нм и направлены на разгибание в суставах, в упражнении со средним весом этот показатель не превышает -510 Нм. Это зона динамических усилий в динамическом режиме работы мышц, которая соответствует диапазону 50–55 % от максимальных мышечных усилий, реализуемых атлетом в процессе приседа.

- Анатомическим ограничением сгибания в коленных суставах при работе с максимальным весом. Для анализируемого исполнителя максимальное сгибание в коленных суставах составляет 35° – пружинно-рессорное ограничение в упражнении с максимальным весом отсутствует, обеспечивается моментами мышечных сил и достигает -700 Нм. Это зона статических усилий в динамическом режиме работы мышц, которая соответствует диапазону 50–55 % (как в упражнении с минимальным и средним весом) от максимальных мышечных усилий, реализуемых атлетом в процессе приседа.

- Сохранением угла в тазобедренных суставах, близкого к анатомически возможному минимуму, с незначительными вариациями от веса штанги в пределах 63° – 68° . Мышечные усилия спортсмена направлены на разгибательное движение в тазобедренных суставах (350 Нм – минимальный вес, 480 Нм – средний вес, 680 Нм – максимальный вес), что поддерживает равномерное вращательное перемещение туловища штангиста к вертикальному положению.

Интересно отметить, что мышечные усилия при подъеме из приседа в стойку значительно меньше, чем в глубоком приседе и существенно меньше (примерно в 2 раза), чем максимальные мышечные усилия, противодействующие перемещению штанги и тела спортсмена вниз, непосредственно при выполнении приседа. То есть максимальная нагрузка на мы-

шечную систему нижних конечностей возникает в момент выполнения приседа, а не в момент непосредственного выполнения подъема из глубокого приседа.

5.4 Параметры биомеханических характеристик третьего периода упражнения «Подъем»

Третий период упражнения «Подъем» включает две стадии: «Подъем» и «Равновесие». В каждой стадии решаются свои, конкретные биомеханические и педагогические задачи.

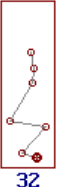


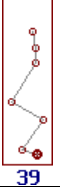


Стадия «Подъем». Двигательная задача, решаемая спортсменом в этой стадии, – обеспечить переход тяжелоатлета из положения глубокий присед в финишное положение «Стойка, руки вверх» с сохранением динамического равновесия в процессе подъема. Стадия «Подъем» включает две фазы: «Ускоренный подъем» (таблица 5.17) и «Замедленный подъем» (таблица 5.18).

Фаза «Ускоренный подъем». На продолжительность фазы оказывает влияние поднимаемый вес штанги: чем больше вес, тем продолжительнее фаза. В рассматриваемых случаях длительность фазы изменяется во временных границах от 0,3 до 0,6 с.

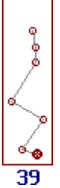


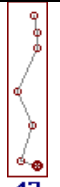
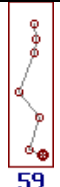

Казалось бы, что название фазы ориентирует атлета на ускоренное выполнение этой части упражнения и быстрое достижение максимальной вертикальной составляющей линейной скорости ОЦМ системы «штанга – спортсмен». Однако это не так. Название фазы отражает лишь кинематическое состояние биосистемы, при которой линейная скорость ОЦМ системы «спортсмен – штанга» по вертикали действительно возрастает (рисунок 5.14 А, кадры 32–39).

Следует отметить, что возрастание скорости ОЦМ происходит при уменьшающейся положительной величине вертикального линейного ускорения ОЦМ системы «спортсмен – штанга» (рисунок 5.15). Поэтому рассматриваемая скорость постепенно достигает максимума в граничном положении «Завершение ускоренного подъема», а ускорение – области отрицательных значений.

**Таблица 5.17 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета
в граничных положениях фазы «Ускоренный подъем»
в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Ускоренный подъем	Глубокий присед	 94 ⁰ - руки 60 ⁰ - туловище 172 ⁰ - бедро 48 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 32	 95 ⁰ - руки 63 ⁰ - туловище 174 ⁰ - бедро 53 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 38	 85 ⁰ - руки 70 ⁰ - туловище 186 ⁰ - бедро 43 ⁰ - голень 158 ⁰ - стопа 39
	Завершение ускоренного подъема	 93 ⁰ - руки 59 ⁰ - туловище 149 ⁰ - бедро 56 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 39	 94 ⁰ - руки 62 ⁰ - туловище 165 ⁰ - бедро 56 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 44	 87 ⁰ - руки 57 ⁰ - туловище 164 ⁰ - бедро 54 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 53
Амплитуда перемещения звеньев		-1 ⁰ - руки -1 ⁰ - туловище -23 ⁰ - бедро 8 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	-1 ⁰ - руки -1 ⁰ - туловище -9 ⁰ - бедро 3 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	2 ⁰ - руки -13 ⁰ - туловище -20 ⁰ - бедро 11 ⁰ - голень -3 ⁰ - стопа

**Таблица 5.18 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета
в граничных положениях фазы «Замедленный подъем»
в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Замедленный подъем	Завершение ускоренного подъема	 93 ⁰ - руки 59 ⁰ - туловище 149 ⁰ - бедро 56 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 39	 94 ⁰ - руки 62 ⁰ - туловище 165 ⁰ - бедро 56 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 44	 87 ⁰ - руки 57 ⁰ - туловище 164 ⁰ - бедро 54 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 53
	Критическая точка	 96 ⁰ - руки 67 ⁰ - туловище 112 ⁰ - бедро 73 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 47	 90 ⁰ - руки 68 ⁰ - туловище 129 ⁰ - бедро 72 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 59	 87 ⁰ - руки 62 ⁰ - туловище 125 ⁰ - бедро 70 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 69
Амплитуда перемещения звеньев		3 ⁰ - руки 8 ⁰ - туловище -37 ⁰ - бедро 17 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	-4 ⁰ - руки 6 ⁰ - туловище -36 ⁰ - бедро 16 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	0 ⁰ - руки 5 ⁰ - туловище -39 ⁰ - бедро 16 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа

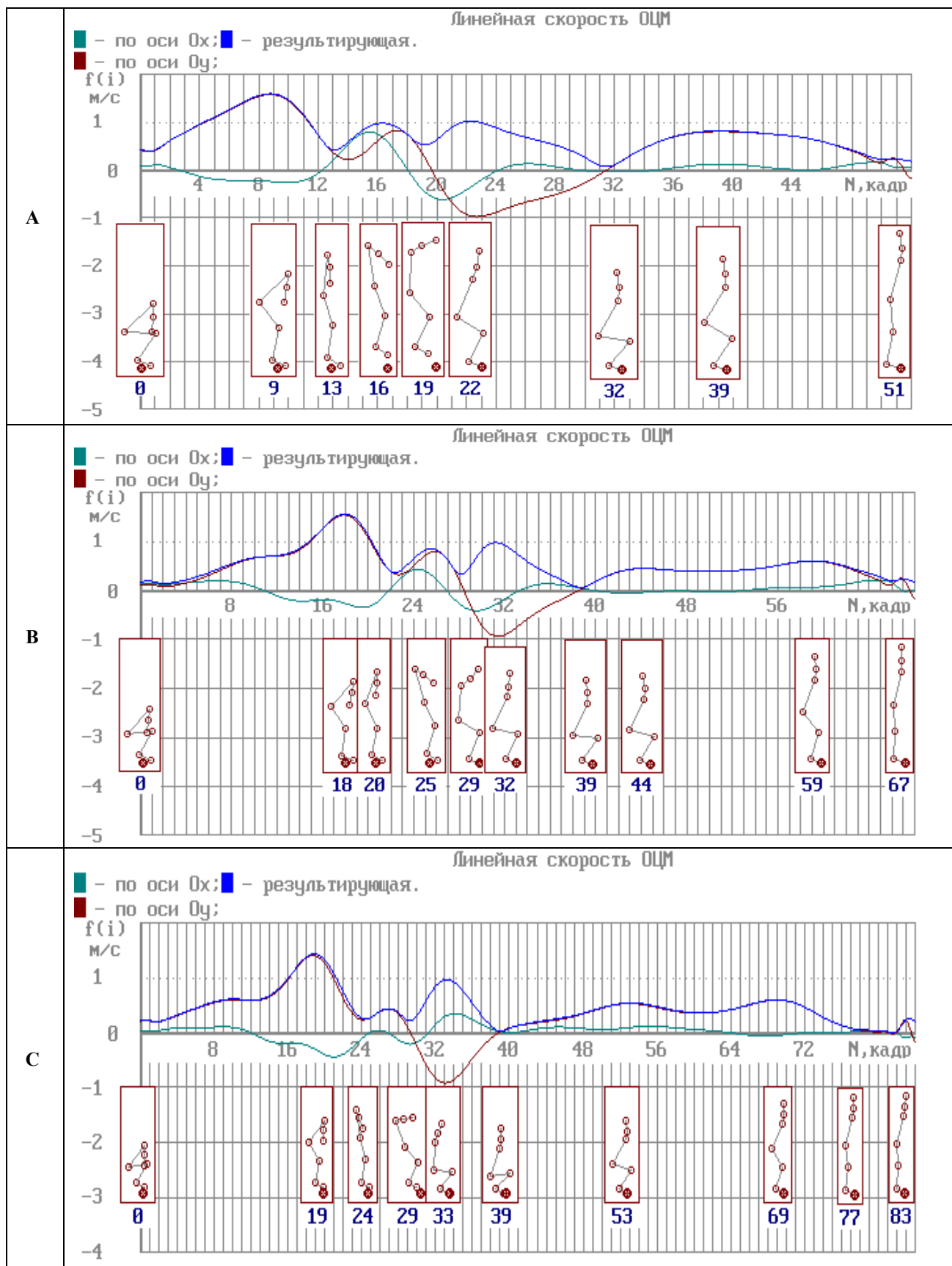


Рисунок 5.14 – Линейная скорость ОЦМ системы «штанга – спортсмен» при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

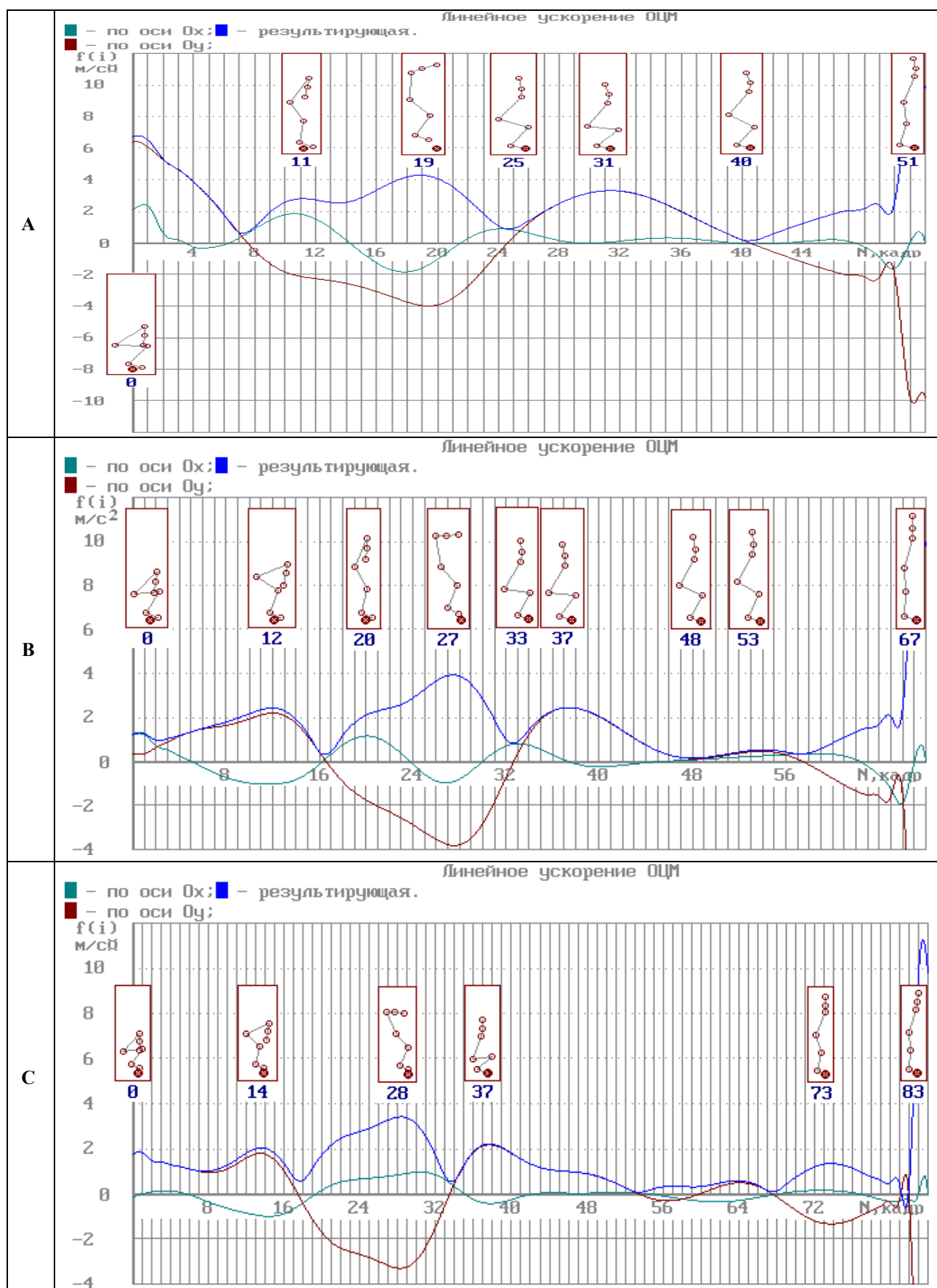


Рисунок 5.15 – Линейное ускорение ОЦМ системы «спортсмен – штанга» при подъеме штанги весом 70 кг (А), 100 кг (В), 140 кг (С) в упражнении «Рывок»

Достижение ускорением нулевой отметки и переход в область отрицательных значений указывает на замедляющийся характер перемещения ОЦМ системы в вертикальном направлении.

Поэтому задача быстрого достижения максимальной скорости перемещения ОЦМ в вертикальном направлении вверх в рассматриваемой фазе движения не ставится. Основная двигательная задача в фазе «Ускоренный подъем» – придать инерционный импульс вертикального перемещения системе «спортсмен – штанга» с сохранением проекции ОЦМ системы в площади опоры.

Критерий граничного положения завершения фазы «Ускоренный подъем» – локальный экстремум кинетической энергии. Максимальная скорость перемещения ОЦМ системы «спортсмен – штанга» в вертикальном направлении вверх может сопровождаться и значительной горизонтальной составляющей результирующей линейной скорости, расшатывающей динамическое равновесие системы. Так как фактор вращательной составляющей перемещения рук, туловища, бедер, голени также оказывает дестабилизирующее влияние на устойчивость равновесия атлета и штанги, то показатель «Максимум кинетической энергии» системы в условиях сохранения устойчивого равновесия является корректным интегрирующим критерием граничного положения завершения фазы «Ускоренный подъем».

Фаза «Замедленный подъем». При поднятии штанги от минимального до среднего веса продолжительность фазы связана прямой зависимостью с весом поднимаемой штанги ($0,344 \div 0,645$ с). Выраженной зависимости между продолжительностью фазы и весом штанги от среднего до максимального не наблюдается. Длительность фазы «Замедленный подъем» при подъеме штанги с максимальным весом (140 кг) составляет 0,688 с.

Критерий граничного положения завершения фазы «Замедленный подъем» – максимум кинетической энергии системы «спортсмен – штанга» во втором пике кинетической энергии стадии «Подъем». В стадии «Подъем» (при подъеме штанги среднего и максимального веса) выделяются два локальных пика максимума кинетической энергии. Первый пик,

как уже отмечалось, является обязательным элементом фазы «Ускоренный подъем». А второй пик в фазе «Замедленный подъем» не является обязательным для упражнения с минимальным весом, но присутствует в упражнении со средним и максимальным весом поднимаемой штанги.

Граничным положением завершения фазы «Замедленный подъем» является «Критическая точка» (таблица 5.18). В этой точке вторично наступает момент возможного схода системы «спортсмен – штанга» с траектории устойчивого динамического равновесия ввиду локального экстремума кинетической энергии, дестабилизирующего равновесное состояние системы.

Основная двигательная задача в фазе «Замедленный подъем» – преодолеть критическую точку дестабилизации равновесия и встать с удерживаемым весом в финишное положение с сохранением динамического равновесия.

Следует обратить внимание на равномерность разгибательного движения туловища. О равномерности разгибательного движения свидетельствует угловая скорость туловища, которая в периоде «Подъем» не превышает 0,8 рад/с, с колебаниями углового ускорения в пределах 0,8–3,0 рад/с². Такая тонкая регулировка скорости разгибательного движения обеспечивает сохранение динамического равновесия. В этой фазе движения колебательные перемещения ЦМ штанги в горизонтальном направлении по оси Ox в упражнении с малым весом находятся в пределах 2–8 см (расстояние отсчитывается от крайней точки пальцев ног). Для среднего веса параметры колебания ЦМ штанги составляют 8–15 см, для максимального веса – соответственно 12–0 см, а в конечный момент фазы на 2 см выходят за пределы точки устойчивого равновесия. Чем больше вес, тем труднее сохранить динамическое равновесие.

В периоде «Подъем» спортсмен для минимизации силовой реакции на колебательные движения штанги и ее веса отводит руки несколько назад за плечевые суставы, располагая руки «встык» с плечевым поясом: угол между линией вертикальной проекции ЦМ штанги и руками составляет 10°–15°. В это время ЦМ штанги практически проектируется на ось плечевых суставов. Для сохранения динамического равновесия системы



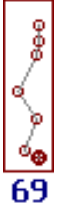
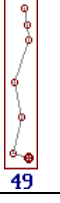
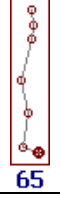
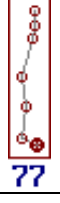
«спортсмен – штанга» штангист прикладывает минимальные мышечные усилия в плечевых суставах (в пределах 30 Нм), работая со штангой с малым весом. Как уже было отмечено ранее, сохранение равновесия при подъеме среднего веса сопровождается увеличением параметров колебания ЦМ штанги в горизонтальном направлении. Для нейтрализации отклонения штанги спортсмен прикладывает повышенные мышечные усилия в плечевых суставах в пределах 40–50 Нм по сравнению с упражнением с малым весом. Наиболее значительные мышечные усилия отмечаются при работе штангиста с максимальным весом (50–60 Нм). Такой минимальный уровень силового запроса необходим для обеспечения динамического равновесия системы «спортсмен – штанга» в периоде «Подъем». Его реализация, по-видимому, не требует специальной физической подготовки штангиста.

Если для плечевых суставов период «Подъем» не предъявляет повышенных требований к силовой подготовке штангиста, то для опорных звеньев необходимы специальные силовые упражнения, координирующие мышечные усилия в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах, позволяющие повысить уровень силовых способностей штангиста и обеспечить надежный силовой каркас упражнения.

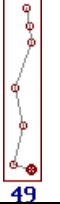

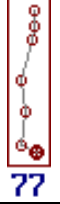
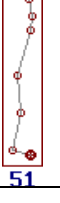
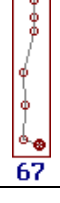
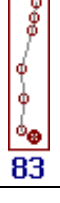
Стадия «Равновесие». Двигательная задача, решаемая спортсменом в стадии, – обеспечить устойчивое равновесие системы «спортсмен – штанга» в финишном положении в течение времени необходимого по правилам соревнований. Стадия «Равновесие» имеет две фазовые составляющие, решающие различные двигательные задачи: фаза «Коррекция» (таблица 5.19) и фаза «Фиксация» (таблица 5.20).

Принятие спортсменом финишного положения не означает завершение упражнения. Здесь еще могут возродиться или продолжать бушевать биомеханические вихри возможного схода системы «спортсмен – штанга» с траектории устойчивого равновесия. Поэтому спортсмену необходимо выполнить еще две фазы завершения соревновательного упражнения.

**Таблица 5.19 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета
в граничных положениях фазы «Коррекция»
в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Коррекция	Критическая точка	 96 ⁰ - руки 67 ⁰ - туловище 112 ⁰ - бедро 73 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 47	 90 ⁰ - руки 68 ⁰ - туловище 129 ⁰ - бедро 72 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 59	 87 ⁰ - руки 62 ⁰ - туловище 125 ⁰ - бедро 70 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 69
	Устойчивое равновесие	 96 ⁰ - руки 71 ⁰ - туловище 102 ⁰ - бедро 77 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 49	 90 ⁰ - руки 76 ⁰ - туловище 101 ⁰ - бедро 84 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 65	 85 ⁰ - руки 73 ⁰ - туловище 97 ⁰ - бедро 85 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 77
Амплитуда перемещения звеньев		0 ⁰ - руки 4 ⁰ - туловище -10 ⁰ - бедро 4 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	0 ⁰ - руки 8 ⁰ - туловище -28 ⁰ - бедро 12 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	-2 ⁰ - руки 11 ⁰ - туловище -28 ⁰ - бедро 15 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа

**Таблица 5.20 – Ориентация звеньев тела тяжелоатлета
в граничных положениях фазы «Фиксация»
в упражнении «Рывок»**

Фаза	Граничное положение	Вес штанги		
		А (70 кг)	В (100 кг)	С (140 кг)
Фиксация	Устойчивое равновесие	 96 ⁰ - руки 71 ⁰ - туловище 102 ⁰ - бедро 77 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 49	 90 ⁰ - руки 76 ⁰ - туловище 101 ⁰ - бедро 84 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 65	 85 ⁰ - руки 73 ⁰ - туловище 97 ⁰ - бедро 85 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 77
	Финишное положение	 95 ⁰ - руки 73 ⁰ - туловище 95 ⁰ - бедро 80 ⁰ - голень 161 ⁰ - стопа 51	 89 ⁰ - руки 77 ⁰ - туловище 94 ⁰ - бедро 87 ⁰ - голень 159 ⁰ - стопа 67	 81 ⁰ - руки 74 ⁰ - туловище 94 ⁰ - бедро 88 ⁰ - голень 155 ⁰ - стопа 83
Амплитуда перемещения звеньев		-1 ⁰ - руки 2 ⁰ - туловище -7 ⁰ - бедро 3 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	-1 ⁰ - руки 1 ⁰ - туловище -7 ⁰ - бедро 3 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа	4 ⁰ - руки 1 ⁰ - туловище -3 ⁰ - бедро 3 ⁰ - голень 0 ⁰ - стопа

Фаза «Коррекция». Двигательная задача этой фазы – обеспечить в финишном положении окончательную динамическую балансировку равновесного состояния системы «спортсмен – штанга», свести к нулю про-

странственно-временные характеристики упражнения в горизонтальной плоскости.

Граничное положение – «Устойчивое равновесие». В попытке выполнения спортивного упражнения достигнуто рабочее финишное положение спортсмена с незначительным отклонением по кинематическим показателям от соревновательного финишного положения, обусловленное динамикой прихода атлета в граничное положение «Устойчивое равновесие».

Критерий граничного положения минимальный, близкий к нулю уровень кинетической энергии системы «спортсмен – штанга» в финишном положении.

Фаза «Фиксация». Двигательная задача – обеспечить статическую устойчивость системы «спортсмен – штанга» в финишном положении соревновательного упражнения.

Граничное положение – «*Финишное положение*» – положение спортсмена, обусловленное правилами соревнований.

Критерий граничного положения – нулевой уровень кинетической энергии системы «спортсмен – штанга» в финишном положении.

ТЕХНОЛОГИЯ ПРОВЕДЕНИЯ КОЛИЧЕСТВЕННОГО БИОМЕХАНИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ТЕХНИКИ РЫВКА

Для определения координат точек тела спортсмена должен быть выполнен промер упражнения. Для его организации исходный видеофайл должен быть обрезан, чтобы в нем содержались только кадры непосредственно анализируемого упражнения, и далее представлен в виде набора файлов-изображений. Следовательно, необходим инструмент для данной «нарезки» кадров. Мы используем для этих целей бесплатную программу VirtualDub (рисунок 1).

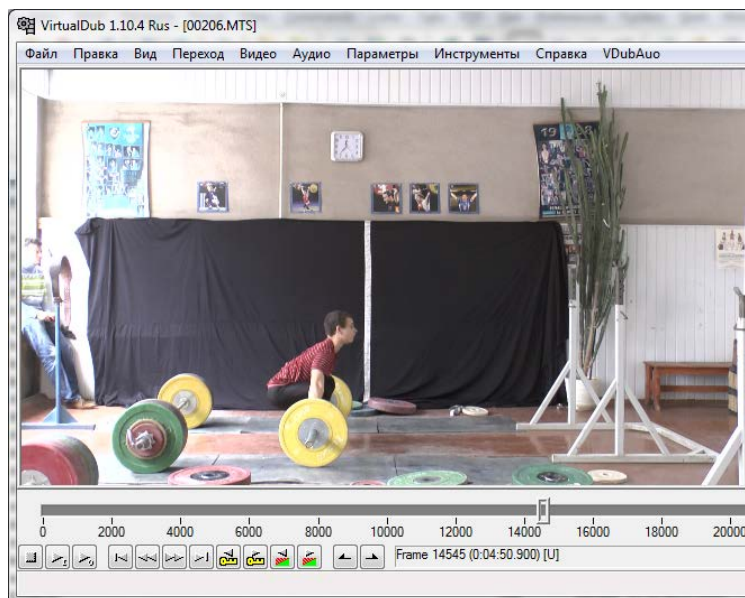


Рисунок 1 – Главное окно программы VirtualDub

В конечном итоге с помощью программы мы получаем набор файлов-изображений анализируемого упражнения с временным интервалом между двумя ближайшими кадрами, который определяется частотой видеосъемки.

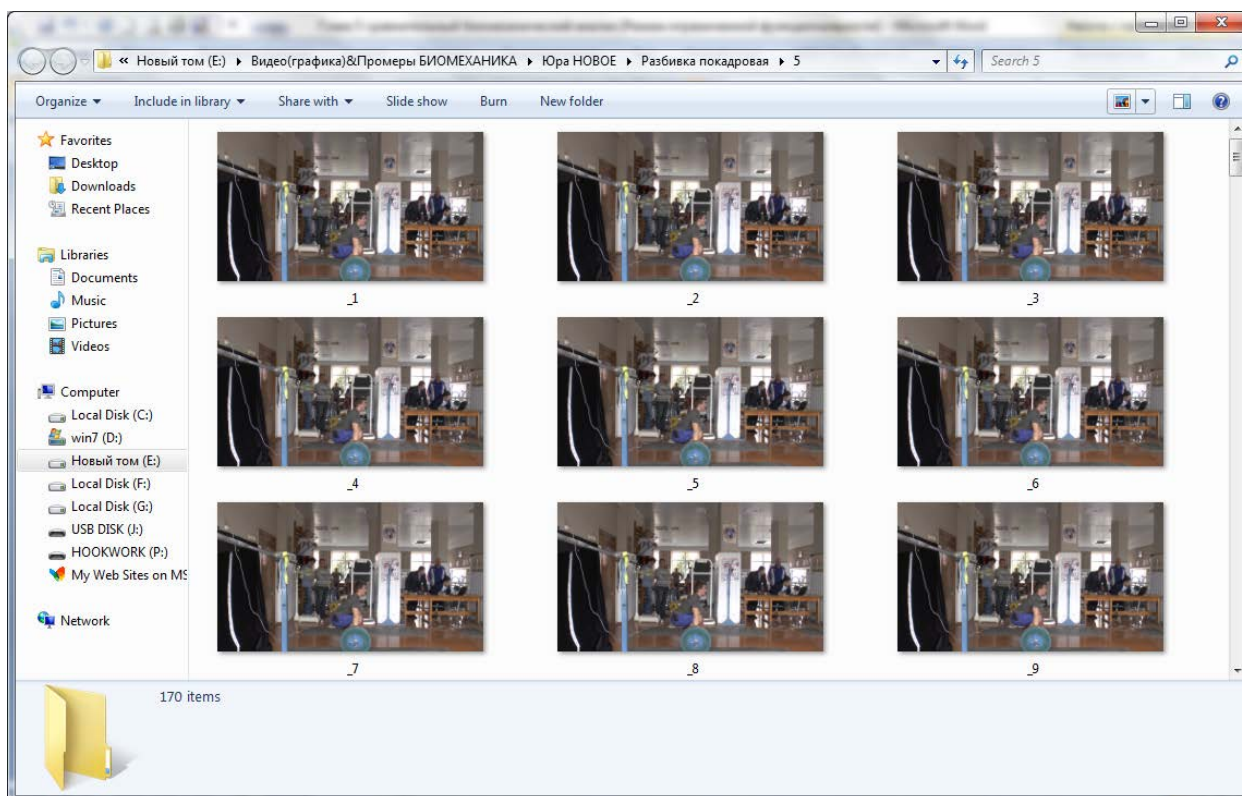


Рисунок 2 – Имена видеокадров в раскадрованном видеофайле

Имя каждого видеокадра раскадровки соответствует его номеру с добавлением в начало имени символа подчеркивания. Следовательно, имена видеокадров должны иметь вид: _0, _1, _2, _3, ... , _35, _36, _37, _59 и т. д.

Обработка результатов регистрации

Процедура промера упражнения предполагает определение координат ключевых точек спортсмена на каждом кадре анализируемого видеоряда, число промеряемых точек может достигать 20, а число анализируемых кадров, даже при стандартной частоте съемки 25 кадров в секунду при длительности упражнения в несколько секунд, может измеряться несколькими сотнями. Следовательно, время ручного промера упражнения одной соревновательной попытки может достигать несколько часов.

Для автоматизации и ускорения данного процесса мы разработали компьютерные программы «Промер» и «Анализ».

Программа «Промер»

Компьютерная программа «Промер» позволяет выполнить вывод заданного количества видеокадров спортивных упражнений на экран монитора для того, чтобы:

1. Выполнить просмотр спортивного упражнения в режиме статического покадрового воспроизведения объекта видеосъемки (режим просмотра «Стати-

ка») или в динамическом режиме анимации движения (режим просмотра «Анимация»).

2. Выполнить промер упражнения (нанесение маркерных точек на кадры изображения, считывание координат маркерных точек с кадров-изображений).

Функционирование программы осуществляется по следующим направлениям:

1. Просмотр видеофайла.
2. Промер упражнения.
3. Вычисление МИХ.

При первоначальной загрузке программы на экране компьютера появляется окно формы, на которой изображены элементы управления программой (рисунок 3). Для инициализации элементов управления необходимо подвести стрелку мышки на соответствующий элемент управления и щелкнуть по этому элементу левой кнопкой мышки. Последовательность инициализации элементов управления имеет большое значение для реализации необходимого направления работы программы. И более того, в критических случаях неверная последовательность инициализации элементов управления может привести к блокировке программы или к ее невыполнению.

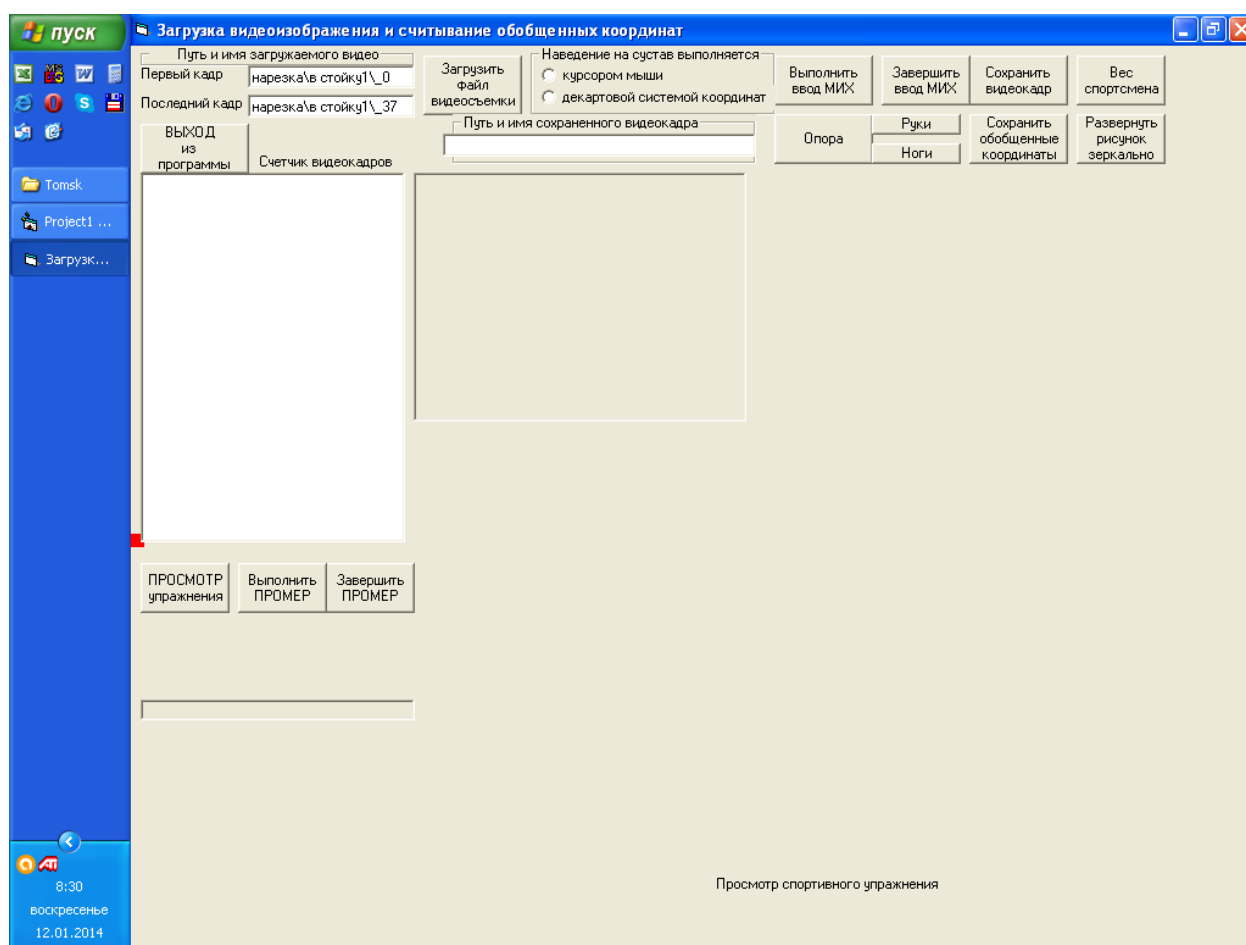
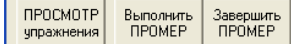



Рисунок 3 – Окно формы программы и элементы управления после загрузки программы

Для предотвращения ошибочной операции следует указать на содержание следующей процедуры и последовательность ее реализации. После каждого щелчка левой кнопкой мышки по управляемому элементу в окне, расположенном ниже кнопок , появляется окно подсказки, текст которой высвечивается синим цветом.

В левом верхнем углу формы расположена командная кнопка , щелкнув по которой можно завершить работу программы.

Рассмотрим последовательно выделенные направления работы программы «Анимация», «Статика» и режим нанесения маркерных точек на тело спортсмена.

Просмотр видеофайла. Процедура просмотра видеофайла отличается от промера упражнения своим содержанием, а следовательно, и последовательностью выполнения операций. Основное отличие заключается в относительно пассивном отношении к материалам видеосъемки при просмотре и их активном изменении при выполнении промера. Однако как при просмотре, так и при промере необходимо загрузить в память компьютера исходный видеоролик, чтобы выполнять с ним определенные операции. Загрузка видеоролика и просмотр выполняется в несколько этапов:

1. Формирование пути и имени загружаемого видеофайла.
2. Загрузка видеофайла.
3. Просмотр загруженного видеофайла спортивного упражнения в режиме «Анимация».
4. Просмотр загруженного видеофайла спортивного упражнения в режиме «Статика».

Формирование пути и имени загружаемого видеофайла. Процедуры формирования пути и имени загружаемого видеофайла и загрузка видеофайла позволяют загрузить или весь файл полностью, или какую-либо его заданную часть. Для этого необходимо указать первый и последний номер кадра загружаемого видеофайла. Задание режима ввода по количеству видеок кадров упражнения в диапазоне от номера начального видеок кадра упражнения и номера конечного видеок кадра упражнения осуществляется в блоке «Путь и имя загружаемого видео» (высвечивается в левом верхнем углу экрана), рисунок 4.

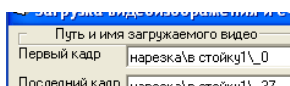


Рисунок 4 – Блок ввода информации об имени файла и количестве загружаемых видеок кадров

Выполняются последовательно операции:

- Задание начального номера видеок кадра и имени файла упражнения в окне ввода «Первый кадр». Для этого необходимо привести стрелку мышки на окно, щелкнуть левой кнопкой и набрать стандартным образом путь и имя вводимого видеофайла, например `c:\Штанга\Рывок__0`.

Здесь <c:\> – диск, на котором содержится видеофайл, «Штанга» – имя папки файлов, «Рывок» – имя видеофайла, «_0» – имя начального видеокадра, соответствующее его номеру с добавлением в начало имени символа подчеркивания. Если папка с видеорядом упражнения содержится в той же папке, где находится исполняемый файл программы «Промер», при задании пути начального номера видеокадра имя диска можно не указывать.

- Задание конечного номера видеокадра и имени файла упражнения выполняется в окне ввода «Последний кадр» (левый верхний угол, рисунок 3). Для этого необходимо навести стрелку мышки на окно ввода и, щелкнув по нему левой кнопкой мышки, выполнить операции, аналогичные вводу информации в окно «Первый кадр», но вместо начального кадра загрузки задать последний кадр загрузки. Здесь следует иметь в виду, что можно загружать не весь видеофайл целиком, а только его некоторую часть, варьируя номерами первого и последнего видеокадров. Например, для первого кадра задать:_5; для последнего кадра –_12. Это означает, что для загрузки указан диапазон видеокадров от 5-го по 12-й кадр.

Загрузка видеофайла. Непосредственно загрузка выполняется после инициализации командной кнопки «Загрузить файл видеосъемки» (левый верхний угол рисунка 5).

Здесь и далее, если это не оговорено особо, инициализация выполняется однократным щелчком левой кнопкой мышки. Загрузка занимает определенное время: ее длительность составляет около 4-5 секунд на 100 кадров упражнения. Изменения на экране сводятся к событиям:

- последовательной смене видеокадров в окне «Просмотр спортивного упражнения» (рисунок 5 – нижняя граница экрана);
- в окне «Счетчик видеокадров» (рисунок 5 – левая граница экрана) высвечиваются имена загружаемых видеокадров, с обозначением их номеров;
- командная кнопка «Загрузить файл видеосъемки» оконтуривается точечной линией;
- в окне «Последний кадр» высвечивается номер заданного последнего кадра диапазона загрузки видеокадров.

Достигнута готовность к непосредственному просмотру видеокадров спортивного упражнения.

Просмотр загруженного видеофайла спортивного упражнения в режиме «Анимация». Необходимо навести стрелку мыши на кнопку «Просмотр упражнения» и щелкнуть по ней левой кнопкой. Окно формы изменится и примет вид как на рисунке 6.

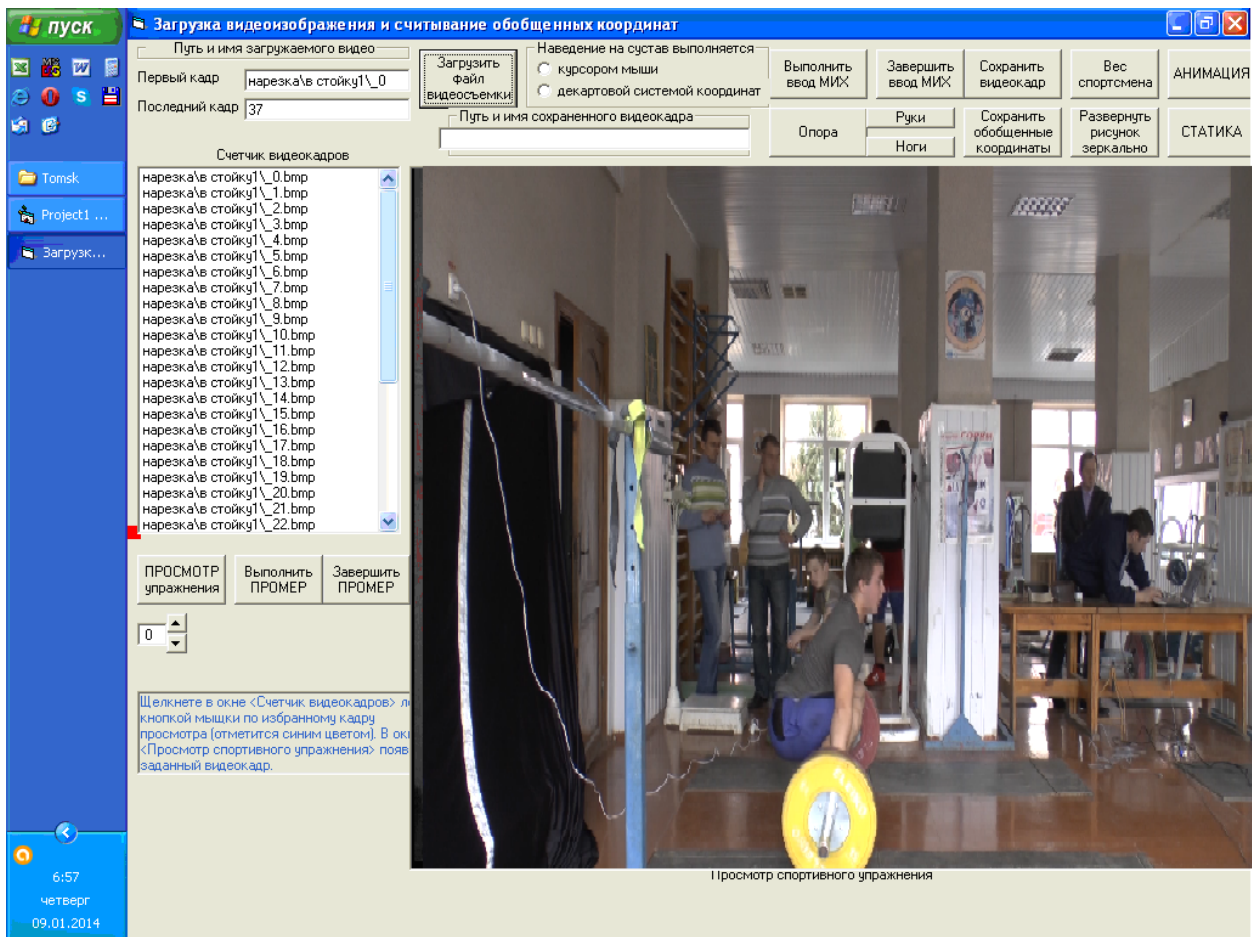


Рисунок 5 – Загрузка в окне «Счетчик видеокладов» имени видеокладов и рисунок в окне «Просмотр упражнения»

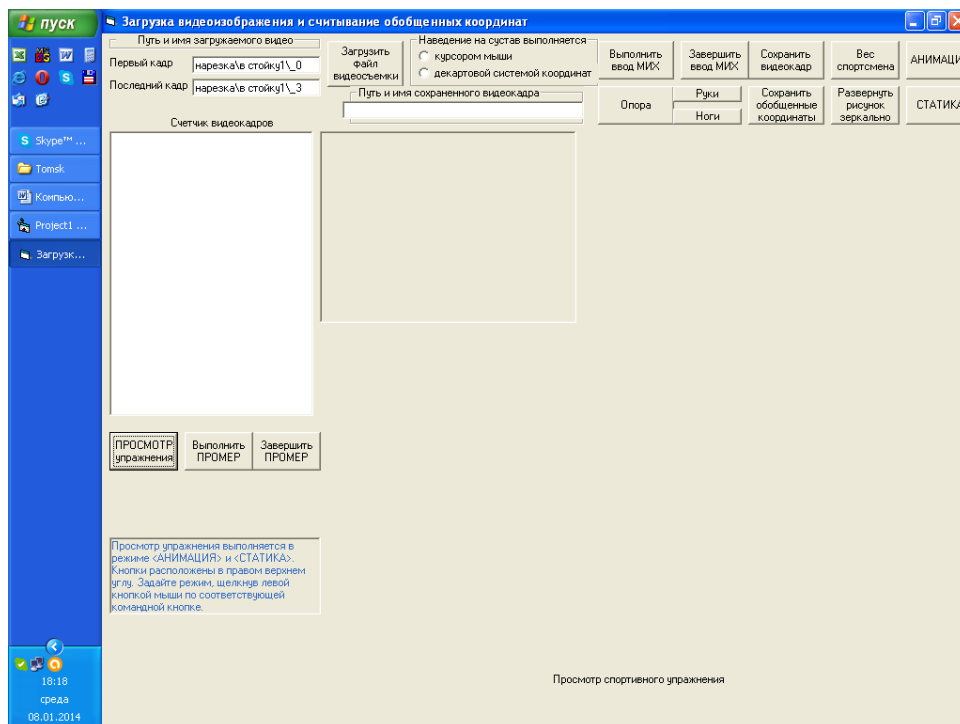


Рисунок 6 – Окно формы после инициализации кнопки «Просмотр упражнения»

Изменения выражаются в следующем:

- кнопка «Просмотр упражнения» оконтуривается точечной линией;
- в правом верхнем углу появятся две кнопки – «Анимация», «Статика»;
- в левом нижнем углу появится подсказка, шрифт которой выведен синим цветом. Например:

"Просмотр упражнения выполняется в режиме «Анимация» и «Статика». Кнопки расположены в правом верхнем углу. Задайте режим, щелкнув левой кнопкой мыши по соответствующей командной кнопке".

Далее, в соответствии с подсказкой, необходимо навести стрелку мыши на командную кнопку «Анимация» и щелкнуть по ней. Изменения, происходящие в окне формы, сводятся к трансформации элементов управления (рисунок 7):

- исчезает окно «Счетчик видеок кадров», остается только надпись названия окна;
- в левом нижнем углу появляется подсказка:

"Наберите в окне «Первый кадр» путь, имя загружаемого видеоролика, черту подчеркивания и цифровое значение начального кадра. Для маркированного видеоролика перед чертой подчеркивания набрать английскую букву <р>. В окне «Последний кадр» наберите цифровое значение конечного кадра и щелкните по кнопке «Анимация». Регулирование скорости анимации можно контролировать с помощью кнопок со стрелками «вверх», «вниз» (над окном подсказки). Каждый щелчок изменяет показание счетчика на единицу (от 0 – нормальная скорость, до 15 – замедление), замедляя скорость воспроизведения видео";

- контур кнопки «Анимация» примет вид точечной линии;
- над подсказкой появляется вариатор скорости анимации (командные кнопки со стрелочными указателями), регулировка которой осуществляется щелчком по кнопкам вариатора. Щелчок по стрелке «вверх» замедляет скорость воспроизведения движения, а по стрелке «вниз» возвращает ее к исходному уровню. Числовое значение вариатора скорости изменяется в диапазоне от 0 (скорость исходного просмотра) и до 15 единиц (максимальное замедление). Повторное нажатие кнопки «Анимация» приводит к повторному воспроизведению загруженных видеок кадров.

Просмотр загруженного видеофайла спортивного упражнения в режиме «Статика». Для этого необходимо навести стрелку мышки на кнопку «Просмотр упражнения» и щелкнуть по ней левой кнопкой мыши. Окно формы изменится (рисунок 8).

Изменения выражаются в следующем:

- кнопка «Просмотр упражнения» принимает вид точечной линии ;
- в правом верхнем углу появятся две кнопки – «Анимация», «Статика»;

- в левом нижнем углу появится подсказка, шрифт которой выведен синим цветом:

"Просмотр упражнения выполняется в режиме «Анимация» и «Статика». Кнопки расположены в правом верхнем углу. Задайте режим, щелкнув левой кнопкой мыши по соответствующей командной кнопке".

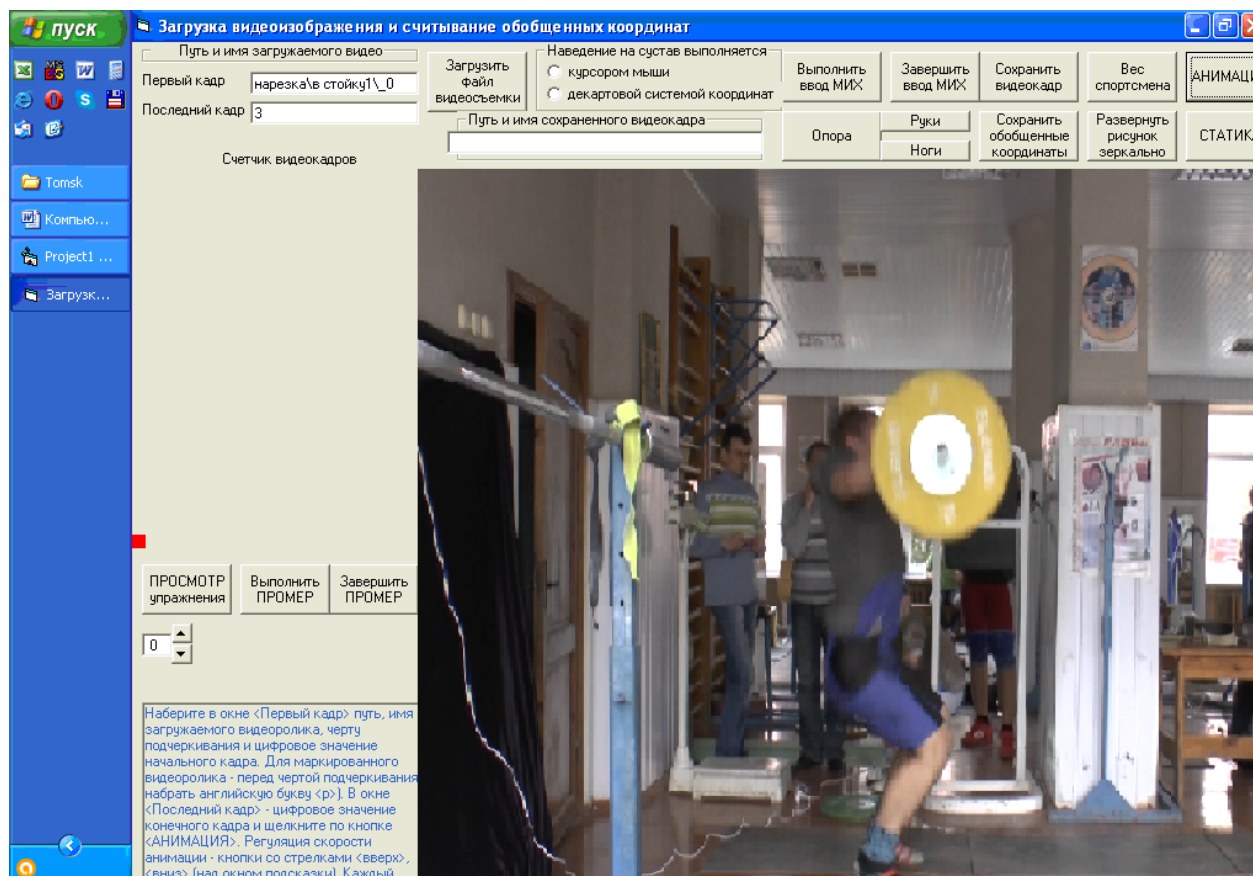


Рисунок 7 – Окно формы после инициализации командной кнопки «Анимация»

В соответствии с подсказкой необходимо привести стрелку мыши на командную кнопку «Статика» и щелкнуть по ней. Изменения, происходящие в окне формы, сводятся к трансформации элементов управления (рисунок 8):

- кнопка «Статика» примет вид точечной линии;
- исчезают кнопки вариатора скорости анимации и счетчика скорости;
- в левом нижнем углу появится подсказка, шрифт текста которой окрашен синим цветом:

"Наберите в окне «Первый кадр» путь, имя загружаемого видеоролика, черту подчеркивания и цифровое значение начального кадра. В окне «Последний кадр» наберите цифровое значение конечного кадра, задав диапазон просмотра, и щелкните по кнопке «Загрузить файл видеосъемки»".

Далее необходимо выполнить операции, связанные с окнами «Первый кадр», «Последний кадр», «Загрузить файл видеосъемки»:

- в окне «Первый кадр» набрать «нарезка\рывок1_0»;

- в окне «Последний кадр» набрать «нарезка\рывок1_87»;
- щелкнуть по кнопке «Загрузить файл видеосъемки».

После выполнения пункта данных инструкций окно формы примет вид, показанный на рисунке 9. Дополнительно появится окно «Счетчик видеокадров» и текст в окне подсказки:

"Щелкните в окне «Счетчик видеокадров» левой кнопкой мыши по избранному кадру просмотра (отметится синим цветом). В окне «Просмотр спортивного упражнения» появится заданный видеокадр".

Для просмотра выбирается видеокадр упражнения, задаваемый пользователем для демонстрации (рисунок 10).

Если номер видеокадра в окне «Счетчик видеокадров» отсутствует, то стрелка мыши наводится на линейку окна просмотра (голубая полоска в правой границе окна «Счетчик видеокадров») и нажимается левая кнопка. Удерживая нажатой кнопку мыши, линейку окна счетчика перемещают вверх или вниз до появления в окне «Счетчик видеокадров» необходимого номера видеокадра.

Стрелка мыши наводится в окне «Счетчик видеокадров» на номер избранного видеокадра (например, кадр 30 рисунок 10), который, после щелчка по нему левой кнопки мыши окрашивается в синий цвет. Изображение рисунка отмеченного видеокадра появляется в окне «Просмотр спортивного упражнения».

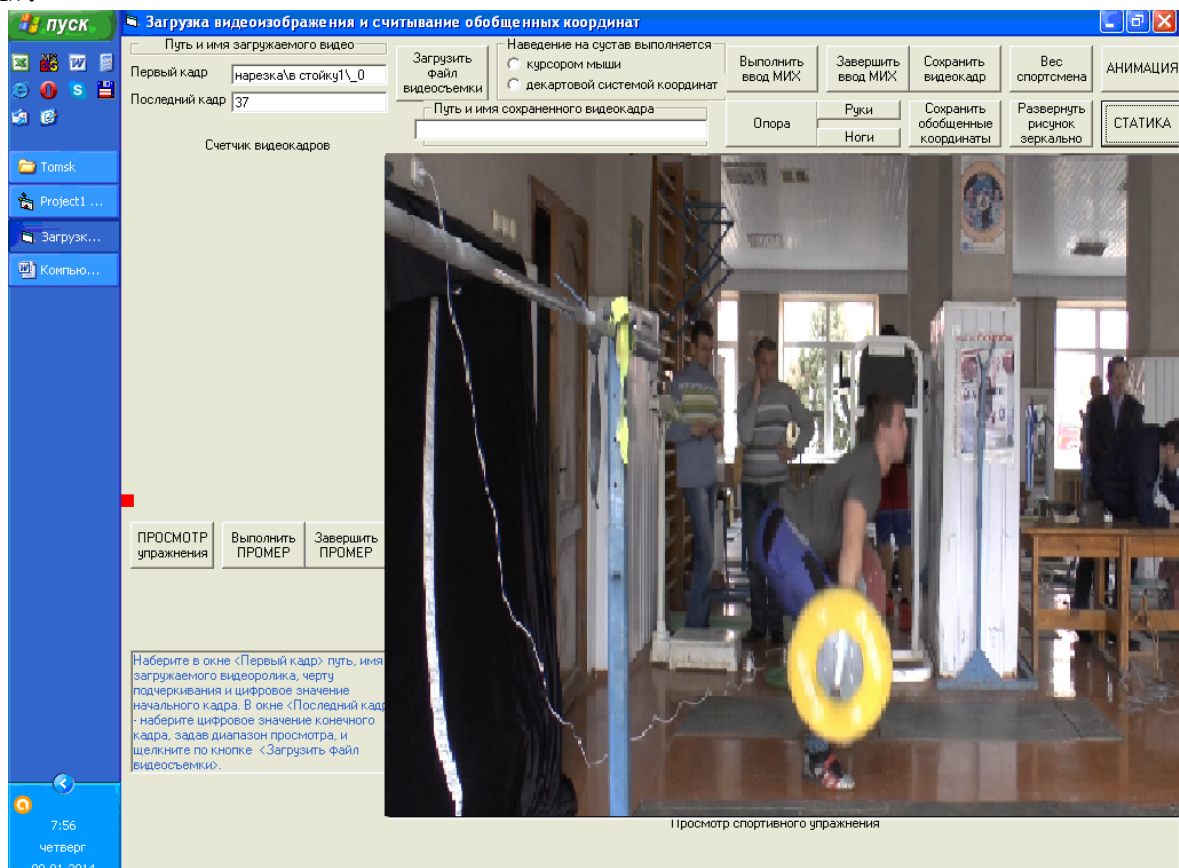


Рисунок 8 – Окно формы после инициализации командной кнопки «Статика»

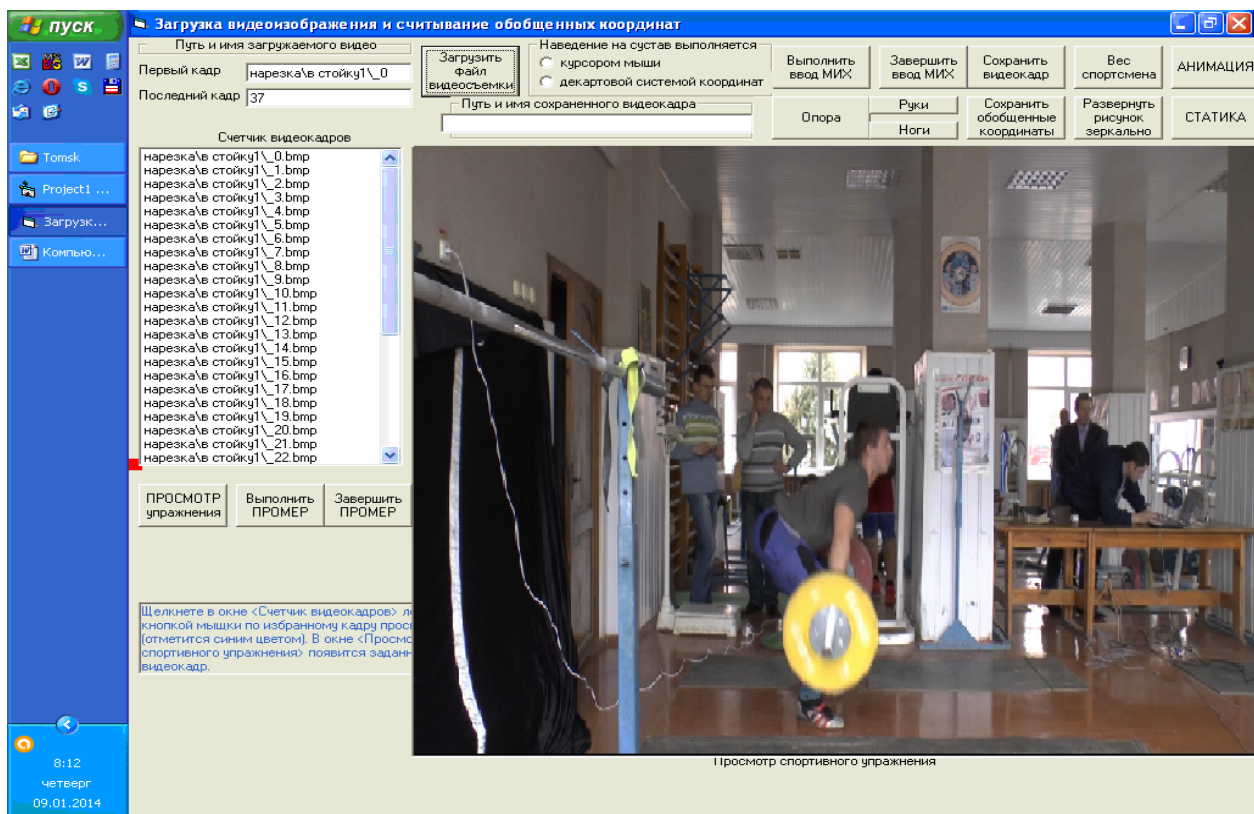


Рисунок 9 – Окно формы после инициализации командной кнопки «Загрузить файл видеосъемки»

Выбирая в окне «Счетчик видеокладов» необходимые для просмотра видеоклады тяжелоатлетического упражнения, последовательно просматривают внешнюю картину движения с акцентом внимания на важнейшие элементы техники упражнения.

Для количественного биомеханического анализа техники упражнений необходимо выполнить промер упражнения, чтобы получить координаты маркерных точек опорно-двигательного аппарата тела спортсмена. С этой целью используется второе направление функционирования компьютерной программы. Инициализация командной кнопки «Выполнить промер», расположенной под окном «Счетчик видеокладов», переводит программу в режим промера упражнения.

Программа позволяет получить координаты маркерных точек тела спортсмена для *N*-звенной модели опорно-двигательного аппарата тела человека в условиях опоры. Выполнение промера осуществляется в полуавтоматизированном режиме с нанесением оператором маркерных точек на суставы спортсмена в окне просмотра спортивных упражнений. Для тренировочного выполнения промера достаточно выполнить загрузку видеофайла упражнения и активизировать одну из двух кнопок выбора способа наведения на суставы: «Курсором мыши», «Декартовой системой координат». Предпочтение следует отдать способу «Курсором мыши».

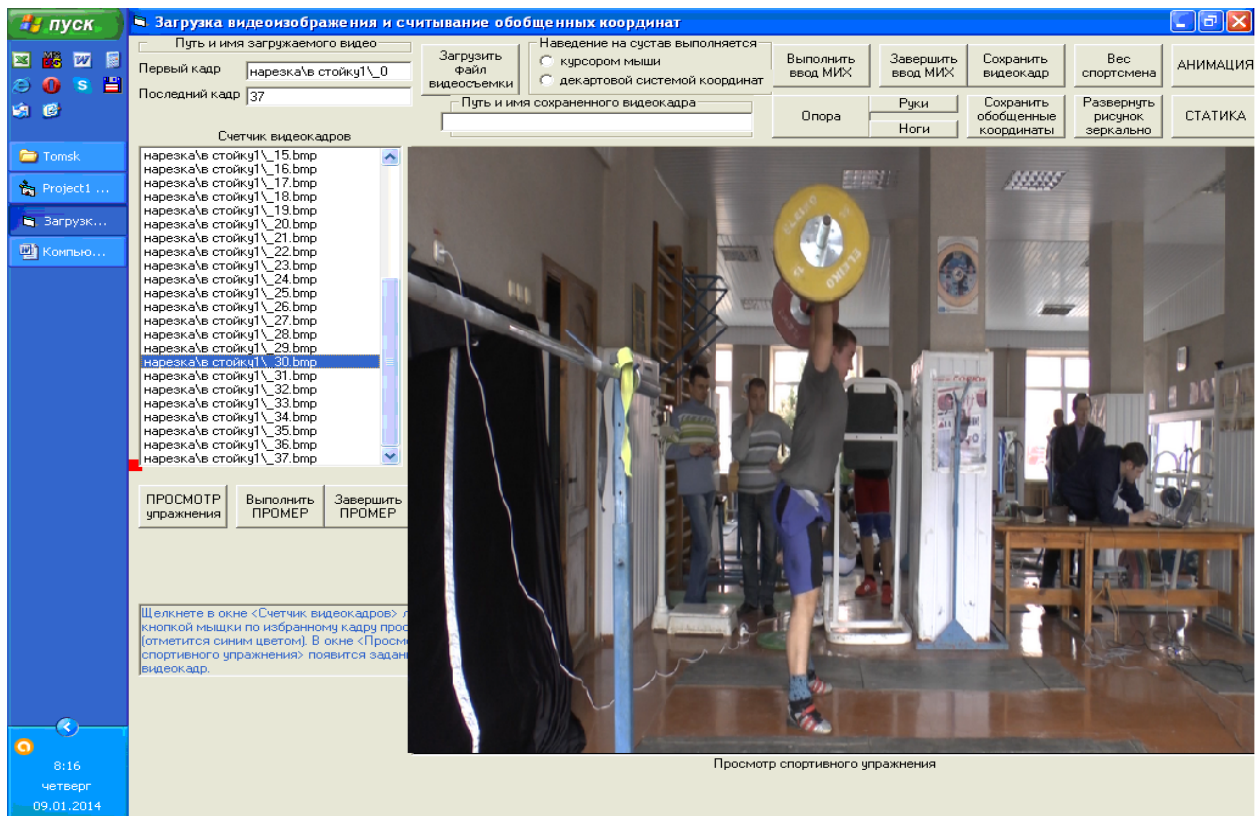


Рисунок 10 – Выбор видеокadra для просмотра с помощью окна «Счетчик видеокadров»

В рассматриваемом примере выполняется тяжелоатлетическое упражнение «Рывок штанги», движения тяжелоатлета выполняются в пяти суставах: голеностопных, коленных, тазобедренных, плечевых и локтевых. Следовательно, для биомеханического анализа техники упражнения необходима шестизвенная модель опорно-двигательного аппарата тела человека (стопа, голень, бедро, туловище с головой, плечо, предплечье со снарядом). Маркерными точками будут:

1. Координаты начала внешней (неподвижной) системы координат – точка контакта спортсмена с опорой (отмечаются бирюзовым цветом).
2. Голеностопные суставы (отмечаются коричневым цветом).
3. Коленные суставы (отмечаются синим цветом).
4. Тазобедренные суставы (отмечаются красным цветом).
5. Плечевые суставы (отмечаются зеленым цветом).
6. Локтевые суставы (отмечаются фиолетовый цветом).
7. Центр торца грифа штанги (отмечается серым цветом).

Промер упражнения и запись результатов в файл является более сложной процедурой. Во-первых, здесь следует загружать файл упражнения полностью и выполнять промер для каждого кадра упражнения. Во-вторых, появляются дополнительные компоненты компьютерного промера упражнения, которыми являются:

1. Формирование исходных данных:

- имени графического файла видеокладов промера упражнения и запись промаркированных видеокладов в этот файл;
 - имени текстового файла о результатах промера, сведений о параметрах видеосъемки и исполнителе, количественных данных по промеру упражнения.
2. Блок формирования МИХ исполнителя упражнения.
 3. Запись результатов промера в файл, который в дальнейшем будет считываться программой вычисления биомеханических характеристик упражнения и станет для нее информационной базой вычислений.

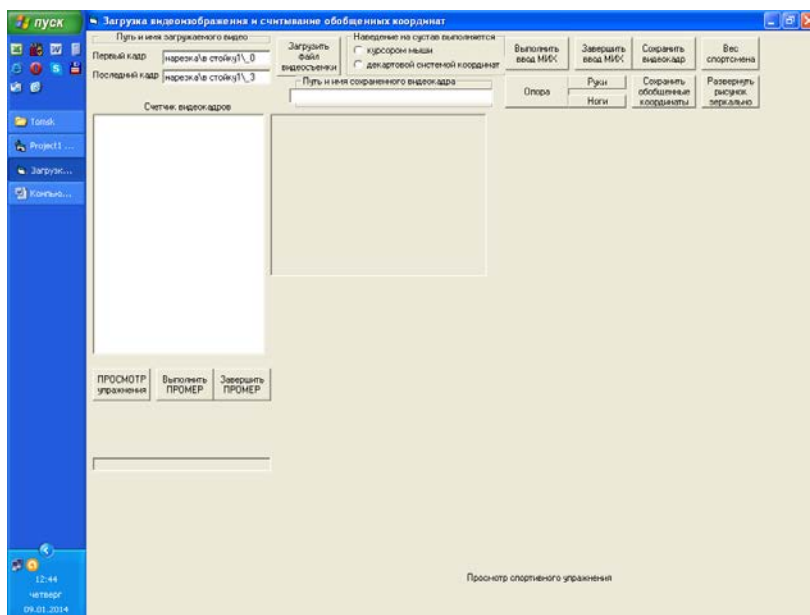


Рисунок 11 – Образ формы до инициализации командной кнопки «Выполнить промер»

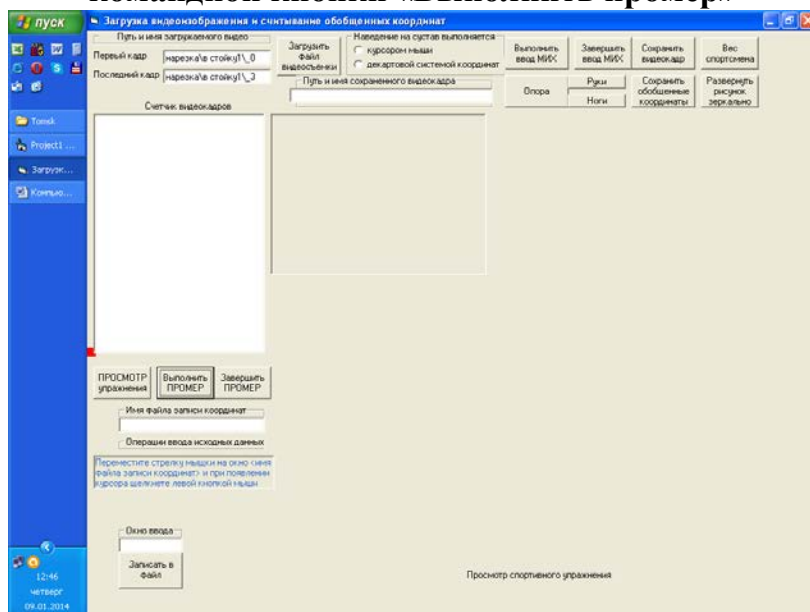


Рисунок 12 – Образ формы после инициализации командной кнопки «Выполнить промер»

Начать выполнение промера с записью результатов промера в файл необходимо со щелчка по командной кнопке «Выполнить промер». Если после загрузки программы окно формы и элементы управления имеют вид, показанный на рисунке 11, то после инициализации командной кнопки «Выполнить промер» добавятся элементы управления, связанные с созданием файла записи результатов промера (рисунок 12).

На главной форме приложения происходит следующее изменение интерфейсных элементов (левый нижний угол формы):

- командная кнопка «Выполнить промер» приняла вид точечной линии;
- появилось окно «Имя файла записи координат»;
- появилось окно подсказки;
- появилась командная кнопка «Записать в файл»

Формирование исходных данных. Содержание окна подсказки (рисунок 13 А):

"Переместите стрелку мышки на окно «Имя файла записи координат» и при появлении курсора щелкните левой кнопкой мыши".

В соответствии с подсказкой, первым этапом промера является формирование исходных данных, которое начинается с операции указания имени графического файла видеок кадров промера упражнения. Для этого необходимо:

1. Щелкнуть левой кнопкой мышки по окну «Имя файла записи координат». В окне «Имя файла записи координат» появится мигающий курсор и за ним надпись «.txt» (рисунок 13 В).

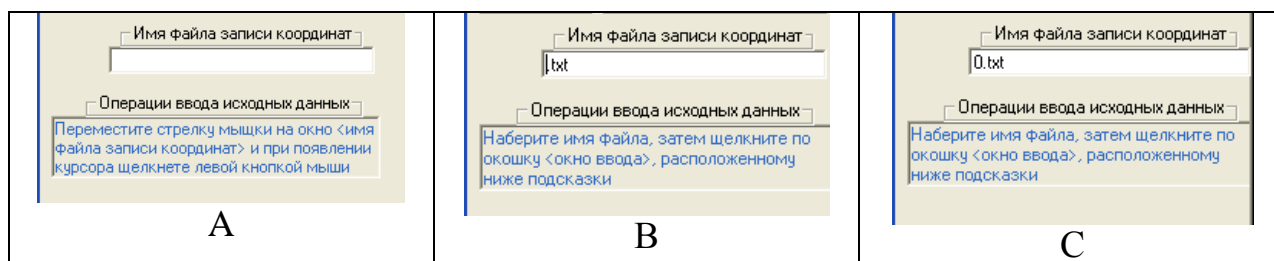


Рисунок 13 – Последовательность ввода исходных данных

2. При появлении мигающего курсора ввести имя файла, в который будут записаны данные промера. Имя файла вписывать перед его расширением без перемещения курсора по окну ввода, не обращая внимания на расширение файла в виде «.txt» (рисунок 13 В).

3. Запишем «0», щелкнув по соответствующей кнопке цифровой клавиатуры (рисунок 13 С).

4. В соответствии с подсказкой (рисунок 13 С), необходимо поместить стрелку мыши на «Окно ввода» (левый нижний угол рисунка ниже «Окна подсказки») и щелкнуть левой кнопкой мыши.

5. Над «Окном ввода» расположено окно «Операции ввода исходных данных», в котором появится сообщение-запрос «Частота видеосъемки?» (рисунок 14 А).

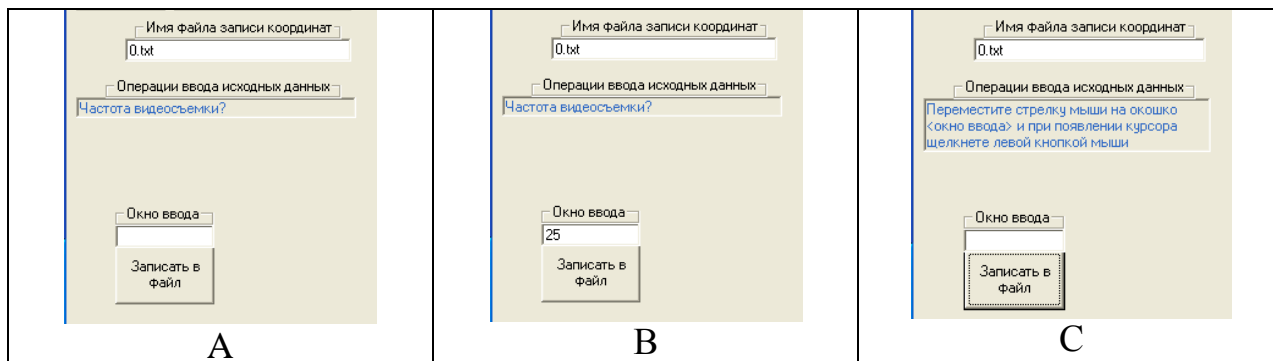


Рисунок 14 – Последовательность ввода исходных данных

6. Необходимо набрать цифровое значение частоты видеосъемки в «Окно ввода», допустим «25» (рисунок 14 В).

7. Щелкнуть левой кнопкой мыши по кнопке «Записать в файл». Данные будут записаны в файл «0.txt». «Окно ввода» очистится, а кнопка «Записать в файл» примет вид линии (рисунок 14 С).

8. Далее необходимо поместить стрелку мышки на «окно ввода» и щелкнуть левой кнопкой мыши.

9. В окне «Операции ввода исходных данных» появится сообщение-запрос «Количество видеок кадров упражнения?» (рисунок 15 А).

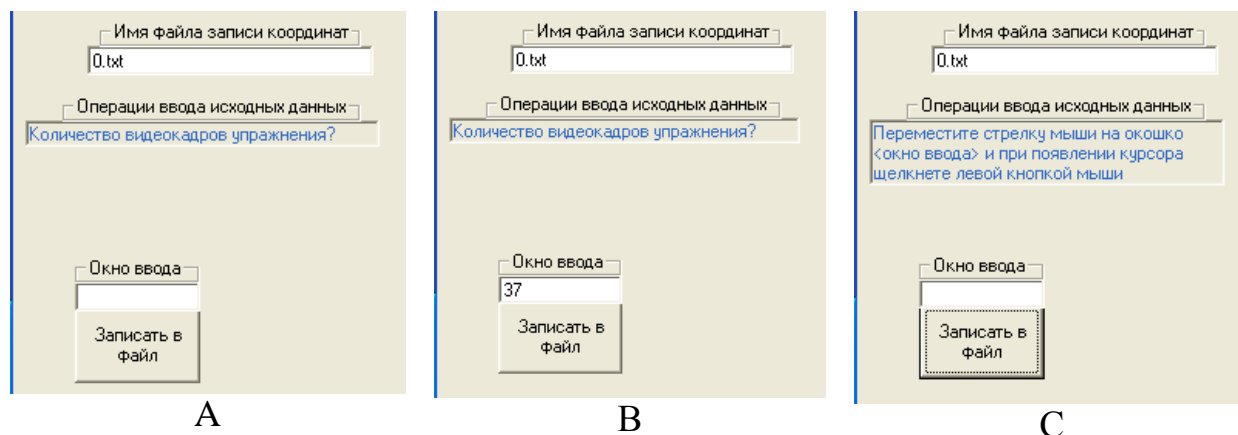


Рисунок 15 – Последовательность ввода исходных данных

10. Необходимо набрать цифровое значение количества видеок кадров упражнения, допустим «37» (рисунок 15 В).

11. Затем щелкнуть левой кнопкой мыши по кнопке «Записать в файл». Данные будут записаны в файл «0.txt». «Окно ввода» очистится, а кнопка «Записать в файл» примет вид линии (рисунок 15 С).

12. Необходимо повторить цикл операций, аналогичный пунктам 6–9 для ввода параметров «Количество звеньев модели», «Рост», «Вес».

13. После записи необходимых чисел нужно поместить стрелку мышки на «Окно ввода» и щелкнуть левой кнопкой мыши. Появится сообщение «Завершить ввод исходных данных».

14. Далее нужно переместить стрелку мыши на кнопку «Ноги» (правый верхний угол формы) для инициализации опорного звена модели ОДА тела тяжелоатлета. Программа будет переключена на блок вычисления МИХ исполнителя упражнения. Этот блок может функционировать и самостоятельно без выполнения всех предшествующих процедур.

Вычисление МИХ. Для работы блока МИХ необходимо иметь данные об опорном звене модели (ноги контактируют с опорой). В зависимости от опорного звена координаты ЦМ сегментов и звеньев тела спортсмена относительно опоры будут различными. Различными будут также и осевые моменты инерции. Поэтому заранее необходимо указать вес спортсмена и опорное звено.

1. Вес спортсмена уже был указан в блоке ввода исходных данных, а если блок ввода исходных данных до этого не использовался и указания на вес отсутствуют, то нужно нажать на кнопку «Вес спортсмена». Появится заставка запроса о весе спортсмена (рисунок 16).

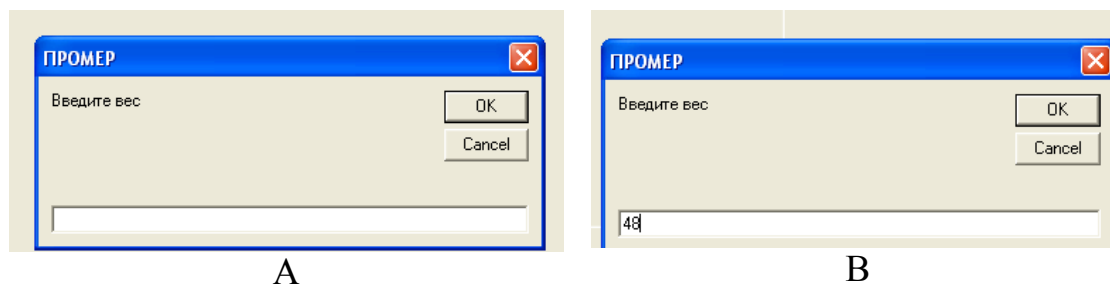


Рисунок 16 – Заставка запроса о вводе веса тела спортсмена (А) и введенное значение (В)

С помощью цифровой клавиатуры нужно набрать численное значение веса спортсмена (в кг), например, «48» и нажать на кнопку «ОК». Когда значение веса введено в память компьютера, заставка исчезнет с экрана.

2. Указание об опорном звене задаются с помощью кнопок: «Руки», «Ноги», «Опора». В зависимости от того, какая часть тела является опорой, необходимо первоначально щелкнуть левой кнопкой мыши по кнопке «Руки» или «Ноги», а затем – по кнопке «Опора». Если по какой-либо причине эта операция была пропущена, то программа делает подсказку (рисунок 17).

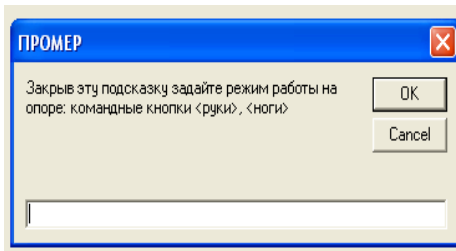


Рисунок 17 – Подсказка о пропущенной операции

	Длина (м)	Координата ЦМ сегмента (м)	Вес (кг)	Центральный момент инерции (кг м ²)
Кисть	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Предплечье	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Плечо	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Голова	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Туловище	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Бедро	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Голень	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Стопа	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Рисунок 18 – Форма ввода МИХ

3. Если подсказка появляется на экране, то необходимо нажать на кнопку «ОК» и выполнить пункт 2.

4. Далее инициализируется кнопка «Выполнить ввод МИХ». Блок вычисления МИХ сегментов и звеньев тела человека начинает функционировать после нажатия на кнопку «Выполнить ввод МИХ». На экране появляется картинка (рисунок 18).

5. Затем нужно выполнить заполнение формы ввода МИХ (рисунок 18) проводится только по элементам всех строк первого столбца матрицы МИХ (длина) сегментов тела человека. Остальные элементы матрицы вычисляются и впечатываются в соответствующие ячейки матрицы ввода МИХ.

6. Ввод длины сегментов тела человека начинается с сегмента «Кисть». Щелкнуть левой кнопкой мыши по ячейке, расположенной справа от надписи «Кисть», и набрать численное значение длины кисти в метрах. Например, «0.17». Здесь и далее для отделения целой и десятичной частей в числах ставится не запятая (как это принято в математике), а точка. В случае ввода неверного символа для отделения десятичных знаков процесс вычисления не будет инициирован.

Далее таблица заполняется аналогично в последовательности: «Предплечье», «Плечо», «Голова», «Туловище», «Бедро», «Голень», «Стопа».

В результате сформируется таблица как на рисунке 19. Обратите внимание:

- у звеньев появились номера, последовательность которых начинается с опорного звена;
- первая колонка заполнена введенными значениями длин сегментов, а третья – вычисленными значениями уже введенного ранее веса тела;
- не вычисленными пока являются параметры второй и третьей колонки и длины звеньев.

Для перехода к вычислениям необходимо проинициализировать все окошки с введенными значениями параметров длин сегментов (первую колонку сегментов). Для этого необходимо подвести стрелку мышки к окошку, расположенному справа от надписи «Кисть», и щелкнуть по нему левой кнопкой мыши. Спуститься стрелкой мыши на окошко «Предплечье» и также щелкнуть по нему левой кнопкой мыши. Прodelать эту операцию включительно по

окошко «Стопа». В результате матрица МИХ приобретает вид как на рисунке 20. Вычислительные операции осуществляются по схеме уравнений регрессии, сущность которых изложена в работе Зациорского В.М. «Биомеханика двигательного аппарата человека» [39].

	Длина (м)	Координата ЦМ сегмента (м)	Вес (кг)	Центральный момент инерции (кг м ²)	
Кисть	0.17	0	.58944	0	
Предплечье	0.21	0	1.5504	0	
Плечо	0.28	0	2.59872	0	
Голова	0.26	0	3.3312	0	
Туловище	0.48	0	20.8593	0	
Бедро	0.40	0	13.5984	0	
Голень	0.38	0	4.1568	0	
Стопа	0.24	0	1.31616	0	
Звено 1	0	0	4.73856	0	Руки <кисть+предплечье+плечо>
Звено 2	0	0	24.1905	0	Туловище <голова+туловище>
Звено 3	0	0	19.0713	0	Ноги <бедро+голень+стопа>

Рисунок 19 – Сформированная до инициализации матрица введенных длин и вычисленного веса сегментов тела человека

	Длина (м)	Координата ЦМ сегмента (м)	Вес (кг)	Центральный момент инерции (кг м ²)	
Кисть	0.17	.062747	.58944	.00014	
Предплечье	0.21	.089754	1.5504	.00058	
Плечо	0.28	.125944	2.59872	.0017	
Голова	0.26	.129948	3.3312	.0019	
Туловище	0.48	.2136	20.8593	.04	
Бедро	0.40	.18196	13.5984	.018	
Голень	0.38	.153862	4.1568	.0051	
Стопа	0.24	.10596	1.31616	.00064	
Звено 1	.66	.293940	4.73856	.017	Руки <кисть+предплечье+плечо>
Звено 2	.74	.166291	24.1905	.112573	Туловище <голова+туловище>
Звено 3	1.02	.311604	19.0713	.168619	Ноги <бедро+голень+стопа>

Рисунок 20 – Сформированная после инициализации матрица МИХ

Для выполнения непосредственно промера упражнения необходимо закрыть окно матрицы МИХ. Для этого следует левой кнопкой мыши щелкнуть по кнопке «Завершить ввод МИХ», расположенной в верхнем правом углу рисунка формы.

Промер упражнения. Технология выполнения промера заключается в следующем:

1. Загрузить видеофайл упражнения: установить окно «Первый кадр», «Последний кадр», активизировать кнопку «Загрузить файл видеосъемки», в окне «Счетчик видеокладов» отметить видеоклад для выполнения промера, активизировать переключатель «Курсором мыши» и, щелкнув в точке контакта тяжелоатлета с опорой, начать промер упражнения. Последовательно перемещаясь курсором мыши по маркерным точкам и, останавливаясь в центре каждой из них, щелкать левой кнопкой мыши по каждой из них. После каждого щелчка на месте «Клика» будет формироваться кружок соответствующего цвета. Кружки соединяются линиями черного цвета, моделирующими звенья тела спортсмена (рисунок 21). Следует помнить, что без предварительного ввода данных и расчета МИХ промер с записью результатов в файл не получится.

2. Выполнив последовательную маркировку всех суставов, кликнуть по кнопке «Сохранить обобщенные координаты». Результат промера видеоклада будет записан в назначенный файл «0.txt». Это файл с добавлением, т. е. каждая новая запись добавляется к ранее созданным.

3. Для сохранения изображения видеоклада с маркировкой суставов и опоры щелкнуть по кнопке «Сохранить видеоклад». В окошке «Путь и имя сохраненного видеоклада» появится сообщение, что видеоклад сохранен в исходном каталоге «Нарезка» в файле «Рывок 1» по имени исходного видеоклада с добавлением английской буквы «р» перед символом подчеркивания (рисунок 21).

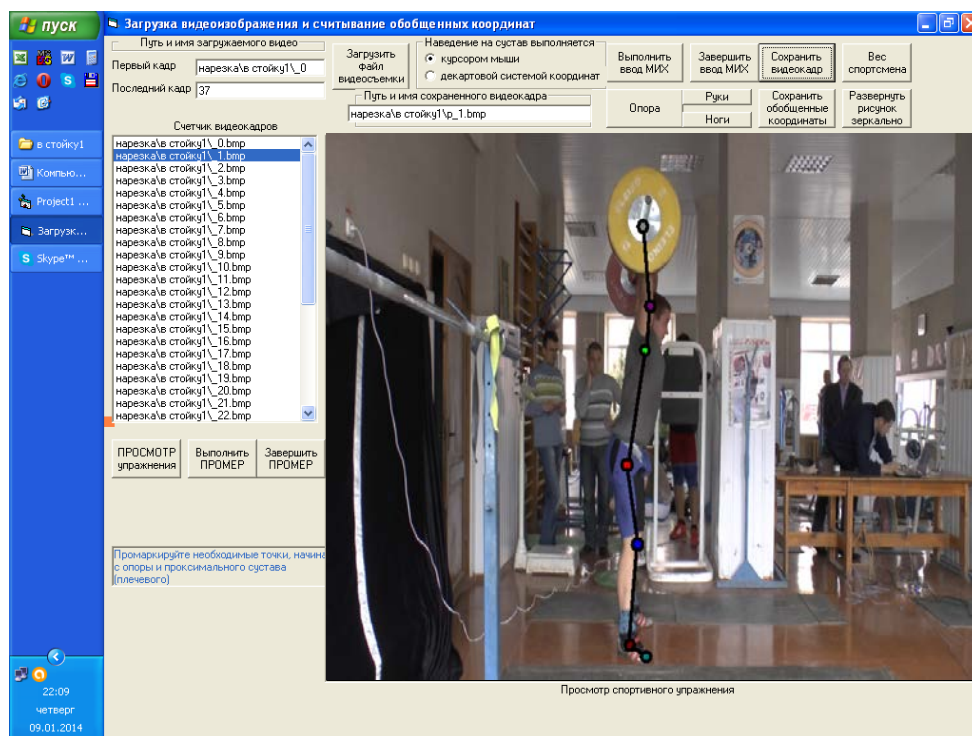


Рисунок 21 – Вид формы после записи маркированного видеоклада в файл

Если сохранять маркированный видеокادر нет необходимости, то пункт 3 данного раздела выполнять не следует.

4. После завершения промера всего упражнения для записи в файл результатов вычисления МИХ необходимо щелкнуть по кнопке «Сохранить МИХ» (кнопка расположена в левом нижнем углу рисунка формы). Без выполнения этой операции не будет работать программа «Анализ», которая вычисляет биомеханические характеристики упражнения.

Созданный файл записи результатов промера «0.txt» содержится в одной папке с программой «Промер» и может быть открыт с помощью стандартной программы «Блокнот».

Программа «Анализ»

Компьютерная программа «Анализ» позволяет выполнить расчет биомеханических характеристик упражнений по материалам оптической регистрации движений. Исходными данными являются данные файла записи результатов промера, полученные с использованием программы «Промер». Файл записи результатов промера по программе «Промер» имеет вид: «*.txt», где «*» – путь и имя файла. Так как файл можно записать в ту же папку, где находится исполняемый файл, то ему не обязательно указывать полный путь, включая дисковод, а достаточно указать только имя. Например, файл результатов промера записывается, допустим, под именем: «0.txt», где «.txt» – расширение файла, формируемое автоматически.

Режим «Разноска кадров». «Разноска кадров» выполняется в автоматизированном режиме и исключает возможность вмешательства пользователя в этот процесс. В результате работы модуля на экране высветится рисунок (рисунок 22).

В зависимости от количества кадров кинетограммы программа формирует их «высотный» и «широтный» профиль для максимального заполнения пространства экрана, что позволяет пользователю эффективно выполнить анализ технических действий спортсмена по отдельным кадрам кинетограммы.

Программа вычисляет биомеханические характеристики упражнения по 33 кинематическим и 7 динамическим показателям движения, которые позволяют оценить кинематическое и динамическое состояние биомеханической системы в отдельные моменты времени. Оценка динамики вычисленного показателя движения выполняется по материалам графического представления вычисленной биомеханической характеристики упражнения.

Выбор биомеханического показателя движения выполняется в двух режимах:

1. Последовательный просмотр каждого элемента списка биомеханических характеристик в автоматизированном режиме подачи графического элемента с 10-секундной задержкой рисунка на экране.
2. Выбор пользователем требуемой биомеханической характеристики с выходом из режима просмотра графики в произвольное время.

Опорная часть упражнения

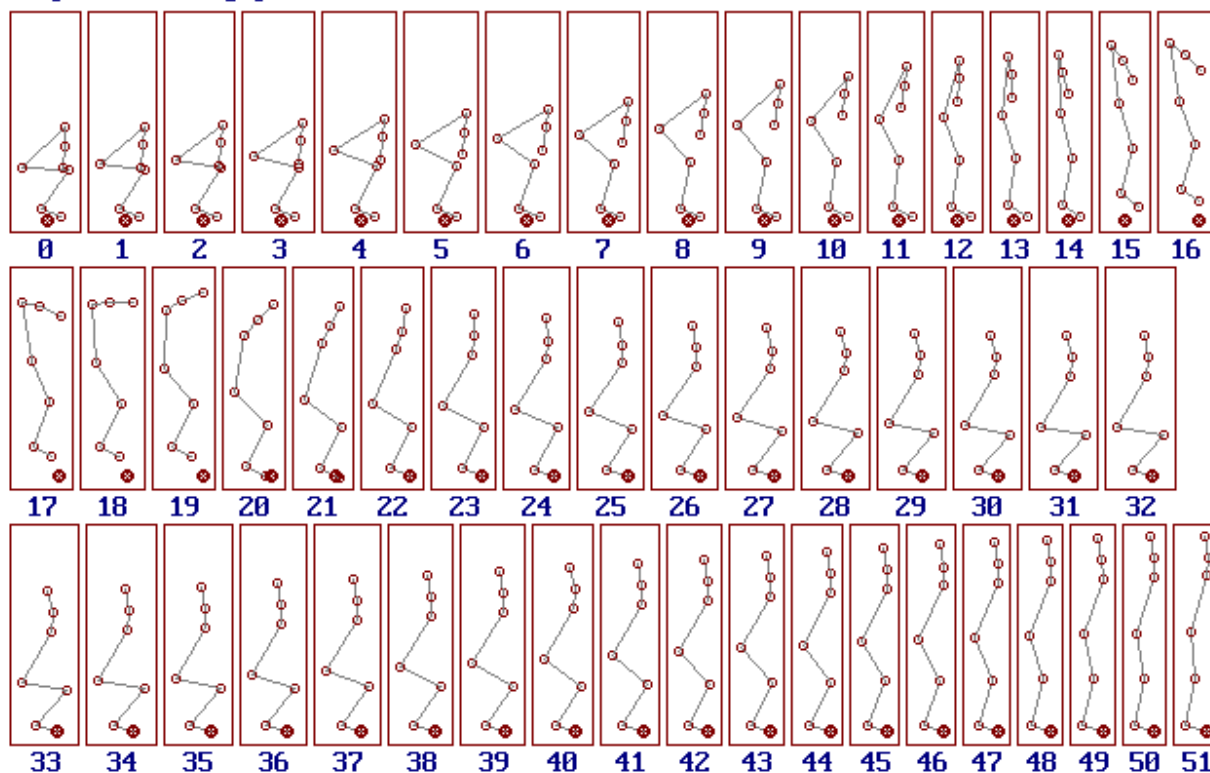


Рисунок 22 – Результат работы программы в режиме «Разноска кадров»

Список биомеханических характеристик включает в себя:

1. Обобщенные координаты.
2. Углы в суставах.
3. Кинематическое управление в суставах.
4. Обобщенные скорости.
5. Скорость кинематического управления в суставах.
6. Разница обобщенных скоростей.
7. Обобщенные ускорения.
8. Ускорение кинематического управления в суставах.
9. Разница обобщенных ускорений.
10. Линейная скорость суставов по оси Ox .
11. Линейная скорость суставов по оси Oy .
12. Результирующая линейная скорость суставов.
13. Линейная скорость ЦМ звеньев по оси Ox .
14. Линейная скорость ЦМ звеньев по оси Oy .
15. Результирующая линейная скорость ЦМ звеньев.
16. Линейное ускорение суставов по оси Ox .
17. Линейное ускорение суставов по оси Oy .
18. Результирующее линейное ускорение суставов.
19. Линейное ускорение ЦМ звеньев по оси Ox .
20. Линейное ускорение ЦМ звеньев по оси Oy .
21. Результирующее линейное ускорение ЦМ звеньев.

22. Координаты ЦМ звеньев по оси Ox .
23. Координаты ЦМ звеньев по оси Oy .
24. Расстояние от оси вращения до ЦМ звеньев.
25. Координаты суставов по оси Ox .
26. Координаты суставов по оси Oy .
27. Расстояние от оси вращения до суставов.
28. Управляющие моменты мышечных сил.
29. Координаты ОЦМ.
30. Линейная скорость ОЦМ.
31. Кинетическая энергия.
32. Сила реакции опоры и связи в суставах по оси Ox .
33. Сила реакции опоры и связи в суставах по оси Oy .
34. Результирующая сила реакции опоры и связи в суставах.
35. Кинетический момент относительно опоры.
36. Кинетический момент относительно ОЦМ.
37. Линейное ускорение ОЦМ.
38. Угол поворота ОЦМ.
39. Угловая скорость ОЦМ.
40. Угловое ускорение ОЦМ.

Вход в режим «Графика» выполняется из модуля «Просмотр» и начинается с заставки:

«Демонстрация – автоматически: 1 – да, 0 – нет».

Если для демонстрации задано «1», а для канала вывода – «0», то с 8–10-секундной задержкой на экране компьютера будут высвечиваться графики всего списка биомеханических характеристик. Программа снова выйдет на операцию выбора режима демонстрации только после просмотра всего списка биомеханических характеристик.

Если для режима демонстрации ввести «0», то на экране высветится подсказка:

«Просмотрите сводку биомеханических характеристик. Запомните номер».

Для входа в режим просмотра нажмите на пробел. На экране высветится половина списка биомеханических характеристик. Нажмите на пробел. Высвечивается оставшаяся часть списка и запрос:

«Задайте режим вводом избранной цифры».

Допустим, введено «37». Тогда на экране высвечивается рисунок (рисунок 23).

Для выхода из режима графики и повторного входа в режим просмотра списка биомеханических характеристик достаточно нажать на любую клавишу клавиатуры.

линейное ускорение ОЦМ

■ - по оси Ox; ■ - результирующая.
■ - по оси Oy;

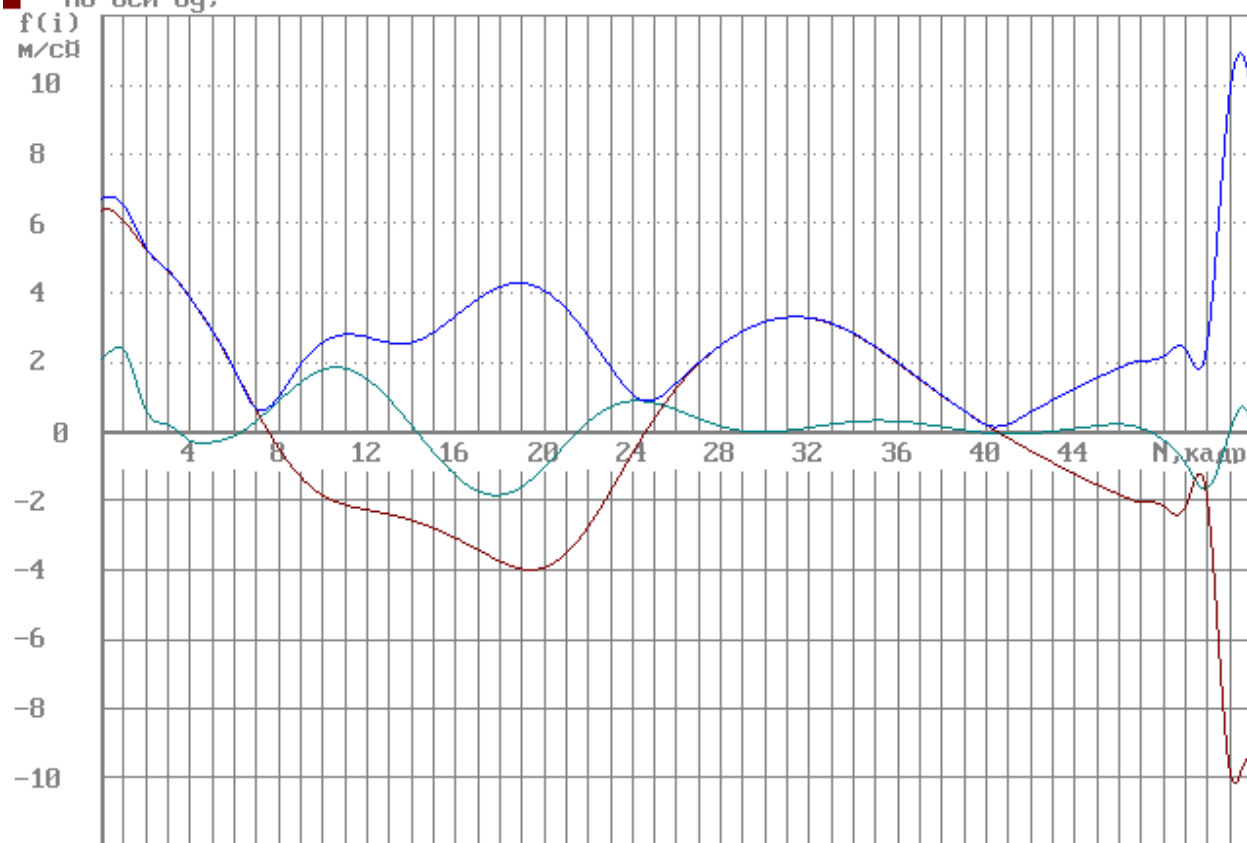


Рисунок 23 – График линейного ускорения ОЦМ при выполнении упражнения «Рывок штанги»

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

Координаты маркерных точек для расчета биомеханических характеристик

0	153.43	53.88	187.73	51.59	272.86	268.80	535	-545	535	-545	493	-524	547	-450	466	-461	531	-379	534	-439	532	-535	Of
1	153.43	53.00	185.57	50.47	272.81	268.76	535	-545	535	-545	493	-524	548	-451	466	-459	532	-379	535	-440	533	-533	Of
2	153.43	52.62	184.39	52.46	271.46	270.63	535	-545	535	-545	493	-524	548	-452	470	-458	533	-376	533	-445	534	-535	Of
3	153.43	53.74	182.26	50.04	270.89	270.89	535	-545	535	-545	493	-524	548	-449	472	-452	534	-378	535	-442	535	-534	Of
4	163.88	56.46	180.72	46.61	271.61	269.40	535	-545	535	-545	490	-532	545	-449	466	-450	535	-377	535	-440	534	-536	Of
5	153.43	57.15	177.79	44.58	271.63	269.37	535	-545	535	-545	493	-524	544	-445	466	-442	535	-374	537	-444	536	-536	Of
6	153.43	59.03	173.50	39.36	267.27	269.40	535	-545	535	-545	493	-524	541	-444	462	-435	540	-371	537	-434	536	-530	Of
7	153.43	60.40	169.63	36.86	269.09	269.39	535	-545	535	-545	493	-524	539	-443	457	-428	537	-368	536	-431	535	-526	Of
8	153.43	63.97	167.00	34.47	267.08	269.40	535	-545	535	-545	493	-524	535	-438	457	-420	540	-363	537	-422	536	-519	Of
9	153.43	66.09	161.56	30.46	267.13	268.79	535	-545	535	-545	493	-524	532	-436	454	-410	539	-360	536	-420	534	-515	Of
10	153.43	69.44	153.76	27.38	266.12	268.69	535	-545	535	-545	493	-524	526	-436	457	-402	540	-359	536	-418	534	-506	Of
11	153.43	70.01	148.21	25.75	266.63	268.79	535	-545	535	-545	493	-524	525	-436	454	-392	539	-351	536	-402	534	-497	Of
12	153.43	71.96	141.44	23.56	260.83	267.95	535	-545	535	-545	493	-524	521	-438	452	-383	546	-342	536	-404	533	-488	Of
13	158.19	76.11	133.62	23.12	259.08	259.08	535	-546	535	-546	490	-528	512	-439	451	-375	547	-334	531	-417	531	-482	Of
14	153.43	71.96	136.68	25.60	256.21	267.45	535	-545	535	-545	493	-524	521	-438	451	-372	547	-326	534	-379	530	-469	Of
15	153.43	71.96	134.58	25.83	259.26	263.58	535	-545	535	-545	493	-524	521	-438	452	-368	547	-322	536	-380	527	-460	Of
16	153.43	85.68	130.60	28.78	259.07	265.06	535	-545	535	-545	493	-524	501	-418	453	-362	544	-312	533	-369	526	-450	Of
17	153.43	86.63	125.36	31.64	259.87	266.98	535	-545	535	-545	493	-524	499	-422	455	-360	541	-307	531	-363	527	-439	Of
18	153.43	84.55	123.48	38.91	259.26	264.28	535	-545	535	-545	493	-524	503	-419	460	-354	543	-287	532	-345	524	-425	Of
19	153.43	83.19	128.41	44.61	263.54	267.70	535	-545	535	-545	493	-524	506	-415	460	-357	535	-283	529	-336	526	-411	Of
20	153.43	79.52	136.12	52.71	266.49	268.51	535	-545	535	-545	493	-524	515	-405	463	-355	530	-267	527	-316	525	-393	Of
21	153.43	70.90	119.74	71.56	271.39	271.97	535	-545	535	-545	493	-524	529	-420	489	-350	522	-251	523	-292	526	-379	Of
22	153.43	64.51	107.24	89.01	274.76	278.79	535	-545	535	-545	493	-524	534	-438	507	-351	509	-235	513	-283	526	-367	Of
23	142.25	71.75	102.52	102.03	289.50	282.68	535	-545	535	-545	504	-521	534	-430	516	-349	490	-227	507	-275	525	-355	Of
24	140.59	81.08	109.69	97.06	300.96	294.88	535	-545	535	-545	507	-522	523	-420	494	-339	479	-218	506	-263	538	-332	Of
25	144.29	84.85	109.14	103.19	312.64	306.59	535	-545	535	-545	503	-522	513	-411	488	-339	458	-211	493	-249	542	-315	Of
26	149.03	82.09	108.64	110.13	326.92	320.09	535	-545	535	-545	500	-524	515	-416	488	-336	444	-216	487	-244	542	-290	Of
27	148.29	75.31	116.28	113.62	340.34	333.11	535	-545	535	-545	501	-524	528	-421	488	-340	439	-228	481	-243	552	-279	Of
28	153.99	64.60	128.45	113.13	346.60	349.17	535	-545	535	-545	494	-525	541	-426	487	-358	437	-241	479	-251	547	-264	Of
29	149.47	54.40	137.91	114.37	364.23	362.81	526	-545	526	-545	487	-522	550	-434	488	-378	435	-261	489	-257	550	-254	Of
30	151.18	53.34	149.03	107.24	392.15	381.63	527	-557	527	-557	487	-535	551	-449	486	-410	450	-294	485	-272	543	-249	Of
31	158.45	53.80	158.79	101.21	407.48	398.78	530	-557	530	-557	492	-542	552	-460	485	-434	462	-318	484	-294	540	-249	Of
32	158.45	52.32	169.90	94.80	417.87	412.59	530	-557	530	-557	492	-542	553	-463	480	-450	471	-343	498	-300	537	-249	Of
33	158.45	50.26	181.56	82.80	427.45	430.94	530	-557	530	-557	492	-542	556	-465	483	-467	496	-364	518	-311	537	-256	Of
34	158.45	49.89	186.42	77.52	432.64	436.93	530	-557	530	-557	492	-542	556	-466	485	-474	508	-370	523	-322	536	-266	Of
35	158.45	49.02	189.09	73.40	434.53	440.18	530	-557	530	-557	492	-542	558	-466	483	-478	514	-374	527	-327	536	-275	Of
36	158.45	45.81	183.81	69.96	434.40	447.03	530	-557	530	-557	492	-542	561	-471	486	-476	521	-380	533	-337	536	-279	Of
37	154.53	42.58	182.93	69.57	438.95	453.69	530	-557	530	-557	492	-537	566	-469	488	-473	523	-379	531	-338	527	-276	Of
38	158.45	43.05	185.85	71.04	437.90	448.97	530	-557	530	-557	492	-542	568	-471	490	-479	524	-380	533	-338	534	-282	Of
39	158.45	43.45	185.78	72.64	435.32	446.98	530	-557	530	-557	492	-542	568	-470	489	-478	519	-382	530	-340	533	-283	Of
40	158.45	44.20	186.75	70.15	440.13	453.06	530	-557	530	-557	492	-542	565	-471	489	-480	524	-383	532	-337	529	-281	Of
41	158.45	43.47	183.57	70.20	438.11	451.97	530	-557	530	-557	492	-542	569	-469	489	-474	525	-374	533	-336	531	-278	Of
42	158.45	43.40	181.52	71.56	437.47	453.12	530	-557	530	-557	492	-542	566	-472	491	-474	523	-378	533	-333	530	-278	Of
43	158.45	44.18	181.61	72.10	437.98	452.91	530	-557	530	-557	492	-542	563	-473	492	-475	523	-379	533	-332	530	-273	Of
44	158.45	45.00	182.89	69.17	438.23	450.98	530	-557	530	-557	492	-542	565	-469	486	-473	521	-381	531	-333	530	-275	Of
45	154.53	43.02	179.30	65.74	436.82	457.00	534	-557	534	-557	492	-537	567	-467	485	-466	526	-375	537	-328	530	-271	Of
46	154.53	44.60	178.63	63.94	437.47	453.94	534	-557	534	-557	492	-537	565	-465	481	-463	525	-373	535	-328	531	-270	Of
47	154.53	48.75	178.26	71.56	433.54	451.84	534	-557	534	-557	492	-537	556	-464	490	-462	520	-372	533	-328	531	-266	Of
48	154.53	47.45	179.30	63.43	434.74	453.75	534	-557	534	-557	492	-537	559	-464	477	-463	524	-369	536	-325	532	-264	Of
49	154.53	49.46	176.37	62.40	434.05	456.11	534	-557	534	-557	492	-537	557	-461	478	-456	524	-368	538	-319	532	-263	Of
50	154.53	51.15	174.73	61.16	436.23	455.01	534	-557	534	-557	492	-537	554	-460	478	-453	527	-364	539	-315	534	-258	Of
51	154.53	53.36	170.27	59.95	438.05	451.94	534	-557	534	-557	492	-537	550	-459	480	-447	528	-364	539	-312	537	-253	Of
52	154.53	51.97	167.70	56.62	439.79	453.81	534	-557	534	-557	492	-537	553	-459	475	-442	531	-357	540	-307	536	-247	Of
53	154.53	54.05	164.15	55.37	439.90	454.84	534	-557	534	-557	492	-537	550	-457	476	-436	534	-352	542	-302	537	-243	Of
54	154.53	55.49	159.73	58.12	440.70	455.90	534	-557	534	-557	492	-537	547	-457	482	-433	533	-351	542	-296	536	-238	Of
55	154.53	56.30	157.75	57.23	442.47	456.00	534	-557	534	-557	492	-537	546	-456	480	-429	536	-342	543	-289	537	-232	Of
56	154.53	53.93	154.07	55.69	441.25	457.12	534	-557	534	-557	492	-537	551	-456	479	-421	537	-336	545	-284	538	-228	Of
57	154.53	55.19	151.15	56.46	444.50	454.84	534	-557	534	-557	492	-537	549	-455	480	-417	537	-331	542	-279	537	-220	Of
58	154.53	55.84	149.53	57.57																			

67	154.53	64.17	131.84	61.51	438.02	451.97	534	-557	534	-557	492	-537	537	-444	477	-377	528	-283	542	-217	540	-159	Of
68	154.53	67.68	129.97	60.44	441.38	451.38	534	-557	534	-557	492	-537	531	-442	474	-374	529	-277	539	-211	539	-150	Of
69	154.53	71.04	125.15	61.18	441.11	453.75	534	-557	534	-557	492	-537	526	-438	476	-367	531	-267	541	-203	537	-142	Of
70	155.22	72.39	123.32	62.26	441.43	448.09	532	-557	532	-557	493	-539	526	-435	478	-362	529	-265	540	-192	542	-132	Of
71	154.53	74.93	115.68	63.43	446.58	452.72	534	-557	534	-557	492	-537	520	-433	482	-354	533	-252	537	-185	534	-122	Of
72	154.53	76.48	112.27	64.53	444.88	450.90	534	-557	534	-557	492	-537	517	-433	483	-350	533	-245	539	-178	538	-115	Of
73	154.53	78.99	107.15	68.38	445.16	449.11	534	-557	534	-557	492	-537	513	-429	488	-348	530	-242	536	-171	537	-106	Of
74	154.53	79.93	102.68	71.25	446.82	448.21	534	-557	534	-557	492	-537	511	-430	493	-350	531	-238	535	-166	537	-102	Of
75	154.53	81.13	100.00	72.67	442.77	450.88	534	-557	534	-557	492	-537	509	-428	494	-343	528	-234	537	-163	536	-98	Of
76	154.53	82.30	99.57	72.03	444.28	449.10	534	-557	534	-557	492	-537	507	-426	493	-343	529	-232	536	-162	537	-98	Of
77	154.53	85.87	97.80	74.24	443.15	446.30	534	-557	534	-557	492	-537	500	-426	490	-353	523	-236	532	-161	536	-99	Of
78	154.53	86.90	95.50	72.18	444.20	446.36	534	-557	534	-557	492	-537	498	-426	490	-343	526	-231	533	-162	537	-99	Of
79	154.53	87.29	93.32	74.65	440.94	446.30	534	-557	534	-557	492	-537	497	-431	492	-345	523	-232	534	-163	538	-101	Of
80	154.53	88.93	93.44	73.85	439.01	446.30	534	-557	534	-557	492	-537	494	-429	489	-346	522	-232	535	-165	539	-103	Of
81	154.53	86.25	95.19	73.44	442.11	445.31	534	-557	534	-557	492	-537	499	-430	491	-342	524	-231	533	-166	538	-105	Of
82	154.53	88.42	92.79	74.18	440.13	444.47	534	-557	534	-557	492	-537	495	-428	491	-346	523	-233	535	-164	541	-102	Of
83	154.53	88.95	93.40	73.25	439.33	444.38	534	-557	534	-557	492	-537	494	-427	489	-343	523	-230	536	-161	542	-100	Of
84	154.53	88.94	93.40	75.13	435.57	443.75	534	-557	534	-557	492	-537	494	-428	489	-344	519	-231	537	-161	544	-97	Of

Исходные антропометрические и масс-инерционные характеристики испытуемого

25, 84, 6, 176, 95

25 – частота видеосъемки; **84** – количество видеок кадров упражнения; **6** – количество звеньев модели; **176** – рост исполнителя (см); **95** – вес исполнителя (кг).

С 0 по 84 видеок кадр таблицы для каждого видеок кадра через запятую формируется строка данных, элементами которой являются, к примеру, для 0-й строки:

0 – номер видеок кадра;

153.43 – обобщенная координата первого звена (в градусах);

53.88 – обобщенная координата второго звена (в градусах);

187.73 – обобщенная координата третьего звена (в градусах);

51.59 – обобщенная координата четвертого звена (в градусах);

272.86 – обобщенная координата пятого звена (в градусах);

268.80 – обобщенная координата шестого звена (в градусах);

535 – координата опорной точки по оси Ox (пиксели);

-545 – координата опорной точки по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

306 – координата первого сустава по оси Ox (пиксели);

-545 – координата первого сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

493 – координата второго сустава по оси Ox (пиксели);

-524 – координата второго сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

547 – координата второго сустава по оси Ox (пиксели);

-450 – координата второго сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

466 – координата третьего сустава по оси Ox (пиксели);

-461 – координата третьего сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

531 – координата четвертого сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

-379 – координата четвертого сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

534 – координата пятого сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

-439 – координата пятого сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

532 – координата шестого сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

-535 – координата шестого сустава по оси Oy , взятой с обратным знаком (пиксели);

Of – идентификатор опорного звена (стопа).

Исходные антропометрические и масс-инерционные характеристики испытуемого, полученные расчетным путем

1) 0.20, 0.44, 0.43, 0.55, 0.1755, 0.20856

2) 0.20, 0.261844, 0.234393, 0.30525, 0.0789399, 0.20563

3) 2.6049, 227, 26.9135, 47.8771, 5.1433, 144.2351

4) 0.0016, 0.013, 0.042, 0.280292, 0.002015, 1.82556

В 1-й строке записи:

0.20 – длина первого звена (м);

0.44 – длина второго звена (м);

0.43 – длина третьего звена (м);

0.55 – длина четвертого звена (м);

0.1755 – длина пятого звена (м);

0.20856 – длина шестого звена (м).

Во 2-й строке:

0.20 – расстояние от оси вращения до ЦМ первого звена (м);

0.261844 – расстояние от оси вращения до ЦМ второго звена (м);

0.234393 – расстояние от оси вращения до ЦМ третьего звена (м);

0.30525 – расстояние от оси вращения до ЦМ четвертого звена (м);

0.0789399 – расстояние от оси вращения до ЦМ пятого звена (м);

0.20563 – расстояние от оси вращения до ЦМ шестого звена (м).

В 3-й строке:

2.6049 – вес первого звена (кг);

8.227 – вес второго звена (кг);

26.9135 – вес третьего звена (кг).

47.8771 – вес четвертого звена (кг).

5.1433 – вес пятого звена (кг).

144.2351 – вес шестого звена и штанга (кг).

В 4-й строке:

0.0016 – центральный момент инерции первого звена ($\text{кг}\cdot\text{м}^2$);

0.013 – центральный момент инерции второго звена ($\text{кг}\cdot\text{м}^2$);

0.042 – центральный момент инерции третьего звена ($\text{кг}\cdot\text{м}^2$).

0.280292 – центральный момент инерции четвертого звена ($\text{кг}\cdot\text{м}^2$).

0.002015 – центральный момент инерции пятого звена ($\text{кг}\cdot\text{м}^2$).

1.82556 – центральный момент инерции шестого звена ($\text{кг}\cdot\text{м}^2$).

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. **Arampatzis, A.A.** Mathematical high bar-human body model for analyzing and interpreting mechanical-energetic processes on the high bar / A.A. Arampatzis, G.-P. Brüggemann // *Journal of Biomechanics*. – 1998. – № 31. – P. 1083–1092.
2. **Spägele, T.A.** Multi-phase optimal control technique for the simulation of a human vertical jump / T.A. Spägele, A. Kistner, A. Gollhofer // *Journal of Biomechanics*. – 1999. – № 32. – P. 87–91.
3. **Аксенов, Е.М.** Биодинамические исследования техники гимнастических упражнений на брусьях и методика обучения им : дис. ... канд. пед. наук / Е.М. Аксенов. – Л., 1969. – 200 с.
4. **Алекперов, С.А.** Исследование техники выполнения оберучных поворотов на брусьях и совершенствование методики обучения им : дис. канд. пед. наук / С.А. Алекперов. – Л., 1954. – 284 с.
5. **Алешинский, С.Ю.** Моделирование пространственного движения человека / С.Ю. Алешинский, В.М. Зациорский // *Биофизика*. – 1975. – Т. 20, вып. 6. – С. 1121–1126.
6. **Алешинский, С.Ю.** Определение межзвенных моментов и внутренних сил, возникающих при движении человека / С.Ю. Алешинский, В.М. Зациорский // *Теория и практика физической культуры*. – 1974. – № 11. – С. 5–9.
7. **Артоболевский, И.И.** Теория механизмов и машин : учебник для вузов / И.И. Артоболевский. – М. : Наука, 1988. – 640 с.
8. **Бать, М.И.** Теоретическая механика в примерах и задачах : учеб. пособие; в 3 т. / М.И. Бать, Г.Ю. Джанелидзе, А.С. Кельзон. – М. : Наука, 1991. – Т. 2. – 640 с.
9. **Березкин, Е.Н.** Курс теоретической механики / Е.Н. Березкин. – М. : Московский ун-т, 1974. – 648 с.
10. **Бернштейн, Н.А.** О построении движений / Н.А. Бернштейн. – М. : Медицина, 1947. – С. 61–80.
11. **Богданов, В.А.** Биомеханика локомоций человека / В.А. Богданов, В.С. Гурфинкель // *Физиология движения* : учеб. пособие / В.А. Богданов. – Л. : Наука, 1976. – С. 276–315.
12. **Божко, А.И.** Тяжелая атлетика : учеб. пособие для занятий с начинающими / А.И. Божко. – М. : Физкультура и спорт, 1956. – 312 с.
13. **Боянович, Ю.В.** Атлас анатомии человека / Ю.В. Боянович, Н.П. Балакирев. – Ростов-н/Д : Феникс, Харьков : Торсинг, 2005. – 734 с.
14. **Бронштейн, И.Н.** Справочник по математике для инженеров и учащихся вузов / И.Н. Бронштейн, К.А. Семендяев. – М. : Наука, 1986. – 544 с.
15. **Бутенин, Н.В.** Введение в аналитическую механику : учеб. пособие для вузов / Н.В. Бутенин. – М. : Наука, 1971. – 264 с.
16. **Бутенин, Н.В.** Курс теоретической механики : в 2 т. / Н.В. Бутенин, Я.Л. Лунц, Д.Р. Меркин. – М. : Наука, 1971. – Т. 2. Динамика. – 1971. – 464 с.
17. **Васильков, Ю.В.** Компьютерные технологии вычислений в математическом моделировании / Ю.В. Васильков, Н.Н. Василькова. – М. : Финансы и статистика, 2001. – 256 с.

18. **Воробьев, А. Н.** Тяжелая атлетика : учебник для институтов физкультуры / А.Н. Воробьев. – М. : Физкультура и спорт, 1972. – 248 с.
19. **Воронов, А.В.** Имитационное биомеханическое моделирование как метод изучения двигательных действий человека / А.В. Воронов // Теория и практика физ. культуры. – 2004. – № 2. – С. 36–40.
20. **Воронов, А.В.** Моделирование техники бега конькобежцев высокой квалификации на основе минимизации механических затрат : автореф. дис. ... канд. пед. наук / А.В. Воронов ; Гос. центр. ордена Ленина ин-т физ. культуры. – М., 1967. – 23 с.
21. **Воронович, Ю.В.** Биомеханический анализ техники рывка в тяжелой атлетике : дис. ... магистра пед. наук : 12.08.80 / Ю.В. Воронович. – Могилев, 2011. – 60 с.
22. **Воронович, Ю.В.** Возможности биомеханического синтеза техники тяжелоатлетических упражнений методами имитационного моделирования / Ю.В. Воронович, Д.А. Лавшук, В.И. Загревский // Состояние и перспективы технического обеспечения спортивной деятельности : материалы II Междунар. науч.-тех. конф, Минск / Белорус. нац. ун-т ; редкол. : И.В. Бельский [и др.]. – Минск : Белорус. нац. ун-т, 2011. – С. 83–89.
23. **Воронович, Ю.В.** Использование бесконтактных методов регистрация движения в контроле технической деятельности тяжелоатлетов / Ю.В. Воронович // Актуальные проблемы физической культуры, спорта, туризма и рекреации : материалы студенческой межрегиональной науч.-практ. конф., посвящ. 135-летию Томского гос. ун-та, 75-летию кафедры физ. воспитания, 50-летию оздоровительно-учебного центра, Томск, 25 апр. 2013 / Томский гос. ун-т; редкол. В.Г. Шилько [и др.]. – Томск, 2013. – С. 255–259.
24. **Воронович, Ю.В.** Методика организации промера тяжелоатлетических упражнений по материалам видеосъемки / Ю.В. Воронович, Д.А. Лавшук // Ученые записки : сб. науч. тр. / Белорус. гос. ун-т физ. культуры ; редкол. : М.Е. Кобринский (гл. ред.) [и др.]. – Минск, 2011. – Вып. 14. – С. 142–151.
25. **Воронович, Ю.В.** Совершенствование моторного компонента двигательных действий спортсменов с использованием персонального компьютера / Ю.В. Воронович, Д.А. Лавшук, А.Н. Шахдади // Віс. Чернігівського нац. пед. ун-ту. Сер.: Педагогічні науки. Фізичне виховання та спорт. – 2012. – Вип. 102. – С. 28–31.
26. **Воронович, Ю.В.** Сравнительный биомеханический анализ кинематических показателей техники рывка в тяжелой атлетике / Ю.В. Воронович, Д.А. Лавшук, В.И. Загревский // Мир спорта. – 2012. – № 1 (46). – С. 47–52.
27. **Воронович, Ю.В.** Сравнительный биомеханический анализ основных динамических характеристик техники рывка в тяжелой атлетике / Ю.В. Воронович, Д.А. Лавшук, В.И. Загревский // Мир спорта. – 2013. – № 1 (50). – С. 35–40.
28. **Ге, Н.Д.** Методика обучения технике тяжелоатлетических упражнений : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Н.Д. Ге ; Гос. центральный ордена Ленина ин-т физ. культуры. – М. , 1991. – 17 с.

29. **Гернет, М.М.** Курс теоретической механики : учебник для немашиностроит. специальностей вузов / М.М. Гернет. – 2-е изд. – М. : Высш. школа, 1970. – 440 с.
30. **Грановский, В.А.** Методы обработки экспериментальных данных при измерениях / В.А. Грановский, Т.Н. Сирая. – Л. : Энергоатомиздат, 1990. – 288 с.
31. **Гурфинкель, В.С.** Определение суставных моментов при локомоциях / В.С. Гурфинкель, С.В. Фомин, Г.И. Штилькин // Биофизика. – М., 1970. – Т. 15. – 380 с.
32. **Гусак, А. А.** Справ. по высш. математике / А.А. Гусак, Г.М. Гусак. – Минск. : Навука і техника, 1991. – 480 с.
33. **Гусев, В.А.** Математика: справ. материалы / В.А. Гусев, А.Г. Мордкович. – М. : Просвещение, 1988. – 416 с.
34. Динамическая модель техники спортивных упражнений / А.В. Зинковский [и др.] // Теория и практика физической культуры. – 1977. – № 2. – С. 59–62.
35. **Донской, Д.Д.** Биомеханика : учеб. пособие для студентов фак-тов физ. воспитания пед. ин-тов / Д.Д. Донской. – М. : Просвещение, 1975. – 238 с.
36. **Донской, Д.Д.** Биомеханика : учебник для ин-тов физ. культуры / Д.Д. Донской, В.М. Зациорский. – М. : Физкультура и спорт, 1979. – 264 с.
37. **Донской, Д.Д.** Биомеханика физических упражнений : учеб. пособие для студентов физкультурных учеб. заведений / Д.Д. Донской. – М. : Физкультура и спорт, 1958. – 278 с.
38. **Дружинин, В.А.** Оптимальные параметры техники рывка и толчка и последовательности первоначального обучения : автореф. дис. ...канд. пед. наук / В.А. Дружинин. – М., 1972. – 22 с.
39. **Жеков, И.П.** Биомеханика тяжелоатлетических упражнений / И.П. Жеков. – М. : Физкультура и спорт, 1976. – 192 с.
40. **Жуков, В.К.** Биомеханика физических упражнений / В.К. Жуков, Е.Г. Котельникова, Д.А. Семенов. – М. : Физкультура и спорт, 1963. – 259 с.
41. **Загревский, В.И.** Биомеханика физических упражнений : учеб. пособие / В.А. Загревский. – Могилев : Могилев. гос. ун-т им. А.А. Кулешова, 2003. – 140 с.
42. **Загревский, В.И.** Модели анализа движений биомеханических систем / В. И. Загревский. – Томск : Томск. ун-т, 1990. – 124 с.
43. **Загревский, В.И.** Построение оптимальной техники спортивных упражнений в вычислительном эксперименте на ПЭВМ / В.И. Загревский, Д.А. Лавшук, О.И. Загревский. – Могилев : Могилев. гос. пед. ун-т, 2000. – 190 с.
44. **Загревский, В.И.** Программирование обучающей деятельности спортсменов на основе имитационного моделирования движений человека на ЭВМ : автореф. дис. ... д-ра. пед. наук / В.И. Загревский. – М. : 1994. – 47 с.
45. **Загревский, В.И.** Расчетные модели кинематики и динамики биомеханических систем / В.И. Загревский. – Томск : Томск. гос. пед. ун-т, 1999. – 156 с.

46. **Зациорский, В.М.** Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зациорский, А.С. Аруин, В.Н. Селуянов. – М. : физкультура и спорт, 1981. – 143 с.
47. **Зациорский, В.М.** Методы экспериментальных исследований в современной биомеханике спорта / В.М. Зациорский // Материалы первой Всесоюзной науч. конф. по биомеханике спорта : в 2 ч. / Ч. I. – М., 1974. – С. 35.
48. **Зверев, В.Д.** Анализ основных биомеханических характеристик техники движения атлета и снаряда в соревновательных упражнениях тяжелоатлета / В.Д. Зверев, А.Н. Сурков // сб. науч. тр. кафедры атлетизма / Санкт-Петербургская гос. акад. физ. культуры им. П.Ф. Лесгафта. – СПб. : б.и., 2000. – С. 12–13.
49. **Зинковский, А.В.** О методике оценки мышечных усилий при биомеханическом анализе спортивной техники / А.В. Зинковский // Теория и практика физ. культуры. – 1973. – № 9. – С. 66–69.
50. **Ипполитов, Ю.А.** Исследование биомеханических характеристик гимнастических упражнений и путей изменения их структуры : автореф. дис. ... канд. пед. наук / Ю.А. Ипполитов ; Москов. обл. пед. ин-т. – М., 1969. – 21 с.
51. **Кильчевский, Н.А.** Курс теоретической механики : в 2 т. / Н.А. Кильчевский. – М. : Наука, 1977. – Т. 2 : Динамика системы, аналитическая механика, элементы теории потенциала, механики сплошной среды, специальной и общей теории относительности / Н.А. Кильчевский. – 1977. – 544 с.
52. Классификация толчковых упражнений в подъеме штанги от груди и методика их применения в зависимости от квалификации тяжелоатлетов / А.С. Медведев [и др.] // Ежегодник. – М. : Физкультура и спорт, 1982. – С. 5–11.
53. **Коренберг, В.Б.** Основы качественного биомеханического анализа. / В.Б. Коренберг. – М. : Физкультура и спорт, 1979. – 209 с.
54. **Коренев, Г.В.** Введение в механику человека / В.Г. Коренев. – М. : Наука, 1977. – 264 с.
55. **Коренев, Г.В.** Целенаправленная механика управляемых манипуляторов (научные основы робототехники) / Г.В. Коренев. – М. : Наука, 1979. – 448 с.
56. **Коренев, Г.В.** Цель и приспособляемость движения / Г.В. Коренев. – М. : Наука, 1974. – 528 с.
57. **Корнилова, А.Н.** Значение ритмо-временной структуры в технике рывка у женщин-тяжелоатлетов : автореф. дис. ... канд. пед. наук / А.Н. Корнилова ; Российский гос. ун-т физ. культуры. – Малаховка, 2008. – 24 с.
58. **Лавшук, Д.А.** Методика организации биомеханических исследований на основе компьютерных технологий обработки видеоматериалов регистрации движений / Д.А. Лавшук // Кулешовские чтения : материалы науч.-практ. конф., Могилев, 6–7 февр. 2013 г. / Могилев гос. ун-т им. А.А. Кулешова. – Могилев, 2001. – С. 84–86.
59. **Лавшук, Д.А.** Оптимизация техники гимнастических упражнений на основе данных имитационного моделирования двигательных действий : авто-

реф. дис. ... канд. пед. наук: 13.00.04, 01.02.08 / Д.А. Лавшук; Российский гос. ун-т физ. культуры. – М., 2007. – 23 с.

60. **Лавшук, Д.А.** Поиск рациональной техники соревновательных упражнений в вычислительном эксперименте на ЭВМ / Д.А. Лавшук, Ю.В. Воронович // Актуальные проблемы физического воспитания, спорта и туризма : материалы Междунар. науч.-практ. конф., Мозырь, 11–13 окт. 2012 г. / УО МГПУ им. И.П. Шамякина ; редкол. : С.М. Блоцкий (отв. ред.) [и др.]. – Мозырь, 2012. – С. 220–222.

61. **Лапутин, А.Н.** Биомеханика физических упражнений. Лабораторные занятия / А.Н. Лапутин. – Киев : Вища школа, 1976. – 88 с.

62. **Лукашов, А.А.** Анализ техники выполнения классического толчка тяжелоатлетами высокой квалификации : автореф. дис. ...канд. пед. наук / А.А. Лукашов ; Белорус. гос. ун-т физ. культуры ордена Ленина. – Минск, 1972. – 23 с.

63. **Лукьянов, М.Г.** Тяжелая атлетика для юношей : учеб. пособие / М.Г. Лукьянов. – М. : Физкультура и спорт, 1967. – 237 с.

64. **Лучкин, Н.И.** Тяжелая атлетика : учебник для ин-тов физ. культуры / Н.И. Лучкин. – М. : Физкультура и спорт, 1956. – 146 с.

65. **Малютина, А.Н.** Значение ритмо-временной структуры техники рывка у женщин-тяжелоатлетов : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / А.Н. Малютина ; Москов. гос. акад. физ. культуры. – Малаховка, 2008. – 24 с.

66. **Масловский, Е.А.** Управление технической подготовкой метателей молота на основе срочной информации о биомеханических характеристиках метания / Е.А. Масловский, В.И. Загrevский // Вісн. Чернігів. нац. пед. ун-ту. Сер. пед. науки. Фіз. вихов. та спорт. – 2012. – Вип. 102. – С. 73–78.

67. Методические разработки для студентов физической культуры / А.С. Медведев [и др.]. – М., 1983. – 46 с.

68. **Мостепаненко, М.В.** Философия и методы научного познания / М.В. Мостепаненко. – Л. : Лениздат, 1972. – 263 с.

69. **Никитин, Н.Н.** Курс теоретической механики / Н.Н. Никитин. – М. : Высш. школа, 1990. – 608 с.

70. **Новиков, И.Б.** О моделировании сложных систем / И.Б. Новиков. – М. : Мысль, 1965. – 335 с.

71. **Носко, М.О.** Біометрія рухових дій людини : монографія / М.О. Носко, О.А. Архипов. – Київ : Слово, 2011. – 216 с.

72. **Петров, В. А.** Механика спортивных движений / В.А. Петров, Ю.А. Гагин. – М. : Физкультура и спорт, 1974. – 232 с.

73. **Покатилов, А.Е.** Биомеханика взаимодействия спортсмена с упругой опорой / А.Е. Покатилов; под ред. В.И. Загrevского. – Минск : Изд. центр БГУ, 2006. – 351 с.

74. **Полетаев, П.** Анализ техники тяжелоатлетов в рывке при однократном и двукратном подъемах штанги с максимальным или близкой к максимальной нагрузкой / П. Полетаев, Х. Кампос, А. Квеста // Теория и практика физ. культуры. – 2005. – № 11. – С. 53–60.

75. **Пономарев, К.К.** Специальный курс высшей математики. Дифференциальные уравнения, краевые задачи, интегральные уравнения : учебник для техникумов / К.К. Пономарев. – М. : Высш. школа, 1974. – 367 с.
76. **Попов, Г.И.** Биомеханика : учебник для вузов / Г.И. Попов. – М. : Академия
77. **Попов, Ю.П.** Вычислительный эксперимент / Ю.П. Попов, А.А. Самарский // Компьютеры, модели, вычислительный эксперимент. Введение в информатику с позиций математического моделирования. – М. : Наука, 1988. – С. 16–78.
78. **Ратов, И.П.** Перспективы преобразования системы подготовки спортсменов на основе использования технических средств и тренажеров / И.П. Ратов // Теория и практика физ. культуры. – 1976. – № 10. – С. 60–65.
79. **Роман, Р.А.** Подготовка тяжелоатлетов в вузе / Р.А. Роман. // Тяжелая атлетика : Ежегодник. – М., 1972. – С. 40–58.
80. **Роман, Р.А.** Проблема управления подготовкой тяжелоатлета / Р.А. Роман // Тяжелая атлетика : Ежегодник. – М. : 1971. – С. 9–17.
81. **Роман, Р.А.** Пространственная точность движений тяжелоатлета, ее совершенствование и значение двигательного анализатора : автореф. дис. ... канд. пед. наук / Р.А. Роман ; Гос. центр. Ордена Ленина ин-т физ. культуры. – М., 1965. – 23 с.
82. **Роман, Р.А.** Тренировка тяжелоатлета / Р.А. Роман. – М. : Физкультура и спорт, 1968. – 174 с.
83. **Роман, Р.А.** Тренировка тяжелоатлета / Р.А. Роман. – М. : Физкультура и спорт, 1966. – 144 с.
84. **Роман, Р.А.** Тренировка тяжелоатлета в двоеборье / Р.А. Роман. – М. : Физкультура и спорт, 1974. – 151 с.
85. **Самусевич, А.К.** Тяжелая атлетика / А.К. Самусевич. – М. : Полиграфический комбинат им. Я. Купалы, 1967. – 204 с.
86. Сборник заданий для курсовых работ по теоретической механике / А.А. Яблонский [и др.] ; под ред. А.А. Яблонского. – М. : Высш. школа, 1985. – 367 с.
87. **Селуянов, В.Н.** Научно-методическая деятельность: учебник по направлению 032100 – Физическая культура и специальностям 032101 – Физическая культура и спорт, 032102 – Физическая культура для лиц с отклонениями в состоянии здоровья (Адаптивная физическая культура) / В.Н. Селуянов, М.П. Шестаков, И.П. Космина. – М. : Физическая культура, 2005. – 288 с.
88. **Советов, Б.Я.** Моделирование систем: лабораторный практикум : учебник для вузов по спец. «Автоматизированные системы обработки информации и управления» / Б.Я. Советов, С.Я. Яковлев. – М. : Высш. школа, 1989. – 80 с.
89. **Советов, Б.Я.** Моделирование систем: учебник для вузов по спец. «Автоматизированные системы управления» / Б.Я. Советов, С.Я. Яковлев. – М. : Высш. школа, 1985. – 271 с.

90. **Сотский, Н.Б.** Биомеханика : учебник для студентов специальности спорт.-пед. деятельность / Н.Б. Сотский ; Белорус. гос. ун-т физ. культуры. – 2-е изд., испр. и доп. – Минск, 2005. – 192 с.
91. Сравнительный анализ техники подъема штанги на грудь для толчка и специально- вспомогательных упражнений / А.С. Медведев [и др.] // Тяжелая атлетика : Ежегодник. – М. : Физкультура и спорт, 1982. – С. 17–25.
92. **Сучилин, Н.Г.** Оптикоэлектронные методы измерения движений человека / Н.Г. Сучилин, Н.Г. Соловьев, Г.И. Попов. – М. : ФОН, 2000. – 126 с.
93. **Тарг, С.М.** Краткий курс теоретической механики / С.М. Тарг. – М. : Высш. школа, 1986. – 416 с.
94. **Уткин, В.Л.** Биомеханика физических упражнений: учеб. пособие для студентов фак-тов физ. воспитания пед. ин-тов / В.Л. Уткин. – М. : Просвещение, 1989. – 210 с.
95. **Фаворин, М.В.** Моменты инерции тел : справочник / М.В. Фаворин ; под ред. М.М. Гернета. – М. : Машиностроение, 1977. – 512 с.
96. **Фролов, В.И.** Фазовая структура толчка штанги от груди / В.И. Фролов, Н.Г. Левшунов. // Тяжелая атлетика : Ежегодник. – М. : Физкультура и спорт, 1979. – С. 7–14.
97. **Фураев, А.Н.** К вопросу о компьютеризации анализа выполнения спортивных упражнений / А.Н. Фураев // Теория и практика физ. культуры. – 1996. – № 11. – С. 50–52.
98. **Фураев, А.Н.** Оперативное регулирование тренировочного процесса тяжелоатлетов с использованием автоматизированной системы контроля биомеханических параметров: автореф. дис. ... канд. пед. наук / А.Н. Фураев ; Москов. гос. акад. физ. культуры. – Малаховка, 1988. – 23 с.
99. **Чхаидзе, Л.В.** Исследование по биодинамике спортивных локомоторных движений: дис. ... д-ра пед. наук : 13.00.04 / Л.В. Чхаидзе. – Тбилиси, 1956. – 348 л.
100. **Штофф, Б.А.** Моделирование и философия / Б.А. Штофф. – М. : Наука, 1996. – 96 с.
101. **Энока, Р.М.** Основы кинезеологии / Р.М. Энока. – Киев : Олимпийская литература, 1998. – 400 с.
102. **Эстебан, Л.** Коррекция техники выполнения рывка штанги у тяжелоатлетов высокой квалификации на основе биомеханического анализа компенсируемых ошибок : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Л. Эстебан ; Нац. гос. ун-т. физкультуры, спорта и здоровья имени П.Ф. Лесгафта. – СПб., 2012. – 23 с.

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
Глава I ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ МОДЕЛИРОВАНИЯ В ИССЛЕДОВАНИИ ТЕХНИКИ СПОРТИВНЫХ УПРАЖНЕНИЙ	5
1.1 Понятие модели, моделирование	5
1.2 Шестизвенная модель опорно-двигательного аппарата тела человека	10
1.3 Моделирование движений без управляющих воздействий	14
1.4 Моделирование целенаправленных движений человека	19
1.5 Анализ и синтез как методы биомеханики	22
Глава II РАСЧЕТНЫЕ МОДЕЛИ АНАЛИЗА ТЕХНИКИ ТЯЖЕЛОАТЛЕТИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ	30
2.1 Координаты точки, тела, системы тел	30
2.2 Координаты центра масс звеньев тела и суставов	39
2.3 Угловая скорость и ускорение звеньев тела	44
2.4 Линейная скорость и ускорение суставов звеньев тела	46
2.5 Линейная скорость и ускорение центров масс звеньев тела	51
2.6 Силы реакции опоры и связи в суставах	53
2.7 Кинетическая энергия	58
2.8 Моменты мышечных сил	60
Глава III ГЕОМЕТРИЯ МАСС ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА	61
3.1 Методы определения геометрии масс тела человека	62
3.2 Определение МИХ для <i>N</i> -звенной модели опорно-двигательного аппарата тела человека	66
3.3 Экспериментально-аналитический метод определения общего центра тяжести тела человека	68
3.4 Моменты инерции сегментов тела	76
3.5 Момент инерции биомеханической системы	77
3.6 Линейная скорость и линейное ускорение ОЦМ биомеханической системы	78
Глава IV ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ТЕХНИКИ ТЯЖЕЛОАТЛЕТИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ	80
4.1 Методологические подходы изучения техники тяжелоатлетических упражнений	80
4.2 Основы техники рывка	84
4.2.1 Стартовое положение	86
4.2.2 Подъем штанги до подседа	89
4.2.3 Подсед – вставание	94
4.3 Основы техники толчка	97

4.3.1 Подъем на грудь (стартовое положение)	98
4.3.2 Подъем на грудь (подъем до подседа).....	99
4.3.3 Подъем на грудь (подсед с последующим вставанием)	100
4.3.4 Подъем штанги от груди (исходное положение вставанием).....	100
4.3.5 Подъем штанги от груди (подъем до подседа).....	101
4.3.6 Подъем штанги от груди (подсед с последующим вставанием)	101

**Глава V ВЛИЯНИЕ ИЗМЕНЯЕМЫХ ПАРАМЕТРОВ ВЕСА ШТАНГИ
НА ВАРИАЦИЮ ТЕХНИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ТЯЖЕЛОАТЛЕТА
В СПОРТИВНОМ УПРАЖНЕНИИ «РЫВОК».....**

.....	102
5.1 Педагогическое структурирование упражнения	103
5.2 Параметры биомеханических характеристик периода «Разгон» (первый период упражнения)	110
5.2.1 Стадия «Тяга»	111
5.3 Параметры биомеханических характеристик второго периода упражнения «Подсед»	126
5.4 Параметры биомеханических характеристик третьего периода упражнения «Подъем»	152
 ПРИЛОЖЕНИЕ 1	 161
 ПРИЛОЖЕНИЕ 2	 183
 БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК	 187