

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ
федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Тольяттинский государственный университет»

ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ И СПОРТА

(наименование института полностью)

Кафедра «Адаптивная физическая культура, спорт и туризм»

(наименование кафедры)

49.03.01 «Физическая культура»

(код и наименование направления подготовки, специальности)

«Физкультурное образование»

(направленность (профиль)/ специализация)

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА

на тему: «Биомеханические характеристики техники
поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в
корпус в кикбоксинге»

Студент

В.В. Чобану

(И.О. Фамилия)

(личная подпись)

Руководитель

А.А. Джалилов

(И.О. Фамилия)

(личная подпись)

Допустить к защите

Заведующий кафедрой к.п.н., доцент А.А. Подлубная

(ученая степень, звание, И.О. Фамилия)

(личная подпись)

« _____ » _____ 2019 г.

Тольятти - 2019

АННОТАЦИЯ

на бакалаврскую работу Чобану Владимира Владимировича по теме:
«Биомеханические характеристики техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус в кикбоксинге».

В литературных данных по кикбоксингу в настоящее время отсутствуют модели биомеханических характеристик по разработке критериев оценки структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус и проблемы выявления оптимальных путей решения эффективных технических задач.

Актуальность данного исследования заключается в раскрытии механизма регуляции суставной жесткости, как неотъемлемой части техники ударных движений в кикбоксинге, с точки зрения биомеханики. Невозможно проводить поиск наиболее эффективных методов тренировки кикбоксеров без знаний биомеханических особенностей ударных движений.

Гипотеза. Предполагается, что анализ биомеханических характеристик данного подхода в решении научной проблемы позволит разработать технологию биомеханической модели факторной структуры техники с выявлением наиболее информативных ее элементов и количественных связи поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус, т.е. на основе теории системно-структурного анализа биомеханических характеристик элементов техники.

Результаты исследования. На основании полученных объективных биомеханических данных, настоящая работа, имеющая научное и практическое значение для теории и методики спорта, в частности спортивного единоборства может быть рекомендована для специалистов в области физической культуры и спорта.

Работа состоит из трех глав и списка литературы. В работе использованы более 20 литературы по исследуемой проблеме.

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ТЕОРИЯ ЖЕСТКОСТИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ	7
1.1. Жесткость элементов как фактор эффективности удара в кикбоксинге.....	7
1.2. Виды и фазы ударного действия.....	11
1.3. Эксцентрический режим активности мышц при спортивных действиях.....	13
ГЛАВА 2. МЕТОДЫ И ОРГАНИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ	30
2.1. Методы исследования.....	30
2.2. Организация исследования.....	33
2.3. Методика оценки биомеханических характеристик.....	33
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ ...	35
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	43
СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	45

ВВЕДЕНИЕ

Современная спортивная наука показывает, что конкуренция на соревнованиях по спортивному единоборству требует от специалистов разработки инновационных технологий подготовки спортсменов высокой квалификации. Это в то же время относится к одной из важных сторон подготовки кикбоксера – рациональной технике ударных движений. О значении в становлении спортивного мастерства исследователями указывалось уже давно [1,2,3,4].

В литературных данных по кикбоксингу в настоящее время отсутствуют модели биомеханических характеристик по разработке критериев оценки структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус и проблемы выявления оптимальных путей решения эффективных технических задач.

Однако, техническое мастерство квалифицированных кикбоксеров не отвечает современным биомеханическим требованиям и в частности структура техники ударных действий.

Актуальность данного исследования заключается в раскрытии механизма регуляции суставной жесткости, как неотъемлемой части техники ударных движений в кикбоксинге, с точки зрения биомеханики. Невозможно проводить поиск наиболее эффективных методов тренировки кикбоксеров без знаний биомеханических особенностей ударных движений. Необходим всесторонний биомеханический анализ техники ударов как кикбоксеров высокой, так и низкой квалификации.

Как показывает теория и практика спорта, что процесс оптимизации пространственно – временных и динамических характеристик спортивной техники в кикбоксинге разработан недостаточно в большом объеме. В литературе отсутствуют данные по оптимизации техники и разработки рациональных биомеханических модельных характеристик решения двигательных задач.

Данная проблема нам позволила определить актуальность исследования и сформулировать объект, предмет и цели.

Объект исследования. Критерии оценки эффективности биомеханической модели по теории «системно-структурного подхода».

Предметом исследования выступает - биомеханические характеристики техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги.

Целью работы является анализ биомеханической характеристики техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус, на основе теории «системно-структурного подхода».

Гипотеза исследования. Предполагается, что анализ биомеханических характеристик данного подхода в решении научной проблемы позволит разработать технологию биомеханической модели факторной структуры техники с выявлением наиболее информативных ее элементов и количественных связи поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус, т.е. на основе теории системно-структурного анализа биомеханических характеристик элементов техники.

На основании этого анализа мы, выделили **три задачи:**

- 1) выявить биомеханические факторы, обуславливающие эффективность решения двигательной задачи;
- 2) установить информативные критерии взаимосвязи отдельных звеньев ударной ноги при ударных движениях в кикбоксинге;
- 3) разработать и экспериментально проверить эффективности биомеханической модели структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус.

Новизна исследования. На наш взгляд анализ биомеханических характеристик данного подхода в решении научной проблемы позволил разработать технологию биомеханической модели факторной структуры техники с выявлением наиболее информативных ее элементов и количественных связи поступательного движения отдельных звеньев

ударной ноги в корпус, т.е. на основе теории системно-структурного анализа биомеханических характеристик элементов техники.

Теоретическая значимость исследования. В специальной литературе по кикбоксингу процесс оптимизации модели спортивной техники разработан в недостаточном объеме, отсутствуют данные по разработке критериев описании модельных биомеханических характеристик для решения двигательных задач, т.е. модели структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус в кикбоксинге.

Полученный экспериментальный материал позволил для теории и практики кикбоксинга выявить существенные закономерности в построении модели техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус и установить эффективности биомеханической модели по критерию «системно-структурного подхода».

Практическая значимость исследования. На основании полученных объективных биомеханических данных, настоящая работа, имеющая научное и практическое значение для теории и методики спорта, в частности спортивного единоборства может быть рекомендована для специалистов в области физической культуры и спорта.

ГЛАВА 1. ТЕОРИЯ ЖЕСТКОСТИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

1.1. Жесткость элементов как фактор эффективности удара в кикбоксинге

В единоборстве мощность ударных действий в основном зависит от четкости постановки ударной техники. Критерием действия на объект не является ударная сила, а момент импульса силы; при этом взаимодействия этих сил действуют в минимальный промежуток времени и достигают мгновенных значений, что ударный импульс становится определяющей величиной.

В спортивной практике кикбоксинга существует некоторое оптимальное время соударения (по некоторым исследовательским данным 0,11-0,13 с), при котором нарастает мгновенный импульс момента силы. За время взаимодействия двух тел проходят определенное расстояние (момент) ударного взаимодействия с объектом (по некоторым данным это расстояние составляет 3,2 – 11,3 см). Как показали наши исследования, основное расстояние ударного контакта (до 82 %) уходит на деформацию взаимодействующих тел, при этом внешние и внутренние тела движутся гетерохронно и передачи количества энергии не происходит.

С нарастанием скорости взаимодействия двух тел увеличивается и количество потенциальной энергии деформации биосистемы. Эта величина пропорционально квадрату относительной скорости направления ударного звена.

Теоретический анализ дает подтверждение о том, что доминантным из условий, определяющих совершенствование ударного действия, является мощность (жесткость) взаимодействующих объектов. Жесткостью считается умение тел «противодействия» деформации. Можно подчеркнуть, что жесткости в исследовательском аспекте ранее обращали неустанный внимание [Д.Д. Донской, В.М. Зациорский, 1982].

Рассматривая ударных действий в кикбоксинге, следует определить уровень жесткости взаимодействующих тел:

а) ударным звеном в кикбоксинге являются верхние и нижние конечности звеньев тела, то есть ударная мощь которая передается внешнему объекту;

- биокинематическая цепь, соединение между соседними звеньями и двигательной, то есть мышечной системой;

- через коечное звено, то есть кулак, набитую слоем жировой кожи;

б) ударяемым объектом может быть:

- череп головы, жесткость которого устанавливается строением костей;

- корпус, имеющий грудину как замкнутую цепь, структуру хрящевыми таяньями и покрытыми мышечными фациями.

При оценке вышеизложенных факторов можно подчеркнуть, что жесткость черепа костей головы в большей степени повышает жесткости костей корпуса, а жесткость руки в продланном направлении повышает жесткости костей черепа и корпуса.

Для оценки ударных действий при ударном движении в голову примем данную систему как соударение абсолютно жестких объектов с жесткими промежуточными деталями, где костная система настолько жесткая, а промежуточные детали, настолько мягкие, что деформирование костей почти не прослеживается, деформация происходит лишь, промежуточными элементами. По ранее известной методике расчета подобных ударных систем [Е.В. Александров, В.Б. Соколинский, 1994], где сила противодействия промежуточного элемента пропорциональна деформации, получаем значения значительной деформации промежуточных деталей (am), максимальной силы ударных действий (F_{max}) и временные показатели ударных действий ($t_{уд}$) как продолжительность момента действия до него от начала системы отчета, то есть до взаимодействия с ударным объектом.

Где V_0 – скорость ударной руки, m_1 - масса ударной руки, m_2 – масса ударного звена тела, C – жесткость звеньев и кулака.

При ударном движении в корпус можно рассматривать данную систему как взаимодействия соседних звеньев с внешними объектами. При

таком анализе ударная система максимальной силы $F_{(max)}$ и максимальной деформации (Gm) окажутся ниже, чем те же показатели при взаимодействии внешних и внутренних объектов, жесткости соседних звеньев и кулака.

Выражения [5,6,7] позволяют сделать следующие заключение:

а) величина деформирование перчаток и соседних звеньев прямо пропорциональна мгновения ударных звеньев и масса взаимодействующих тел, обратно пропорциональна упругости;

б) максимальная ударная сила повышается с увеличением реактивной силы, величина взаимодействующих звеньев и жесткости соседних звеньев и перчатки;

в) величина ударного действия не зависит от точки ударного звена, оно возрастает с повышением массы взаимодействующих звеньев и снижается с повышением жесткости соседних звеньев и перчатки.

Анализ ударных действий применяемые кикбоксерами разного уровня подготовки, что большинства кикбоксеров стремятся достичь мгновенной ударной силы (F_{max}) в оптимальное время ударного действия ($t_{уд}$). Достижению максимальных результатов во всех случаях содействует улучшению жесткости перчатки при этом остается неизменной. Реализовать эту ситуацию можно, в частности, используя механизм предударного торможения ударной руки, превращается жесткий рычаг первого рада (плеча силы). Как указывал Л.А. Орбели [1949], это приводит к тому, что кулак перед ударным действием становится как жесткий рычаг. Развивая эту научную проблему, Л.В. Чхаидзе [1964] пояснял такое явление защитным улучшением ударной массы за счет включения большого числа звеньев тела. Интересно отметить, что предударное тормозящее действие является основополагающим в технике ударных действий в каратэ [А. Basile, 1979], отмечается оно и в ударных действиях боксеров [В.К. Кисис, М.С. Шакирзянов, 1994].

Другим средством улучшения жесткости суставных соседних звеньев тела может служить мгновенная блокировка движения в био звеньях руки

(особенно в локтевом и лучезапястном звеньях) в заключительной фазе ударных действий за счет одновременного волевого напряжения мышц-синергистов и антагонистов, расположенных вокруг этих соседних звеньев. Структура движения ударного звена в заключительной фазе ударного движения рассмотрена в работах по биомеханическому анализу прямого удара [О.П. Топышев, Ю.В. Верхошанский, 2001; В.И. Филимонов, 2010].

Из классической теории ударных действий известно, что коэффициент передачи энергии ударных действий будет значительным, если масса ударного звена равна массе ударяемого звена (тела). Следовательно:

- при ударных действиях в голову соперника в заключительной фазе удара достаточно использовать массу ударного звена, приблизительно равную массе головы. Это можно достигнуть за счет подвижности лопатки, позволяющей наносить ударных движений одним звеном без исключения корпуса. Надо отметить, что в заключительной фазе ударных действий необходимо закрепить локтевой сустав и лучезапястный суставы для улучшения уровня жесткости ударного звена:

- при ударных движениях в туловище соперника в заключительной фазе ударных действий можно блокировать и плечевое звено, что улучшает процесс использования жесткости и массы ударной руки.

Применяя положения теоретической и прикладной механики к условиям ударных движений в кикбоксинге можно сформулировать некоторые выводы:

1. Реактивная сила ударных действий и временные характеристики как наиболее важные критерии ударных движений кикбоксеров в значительной мере устанавливаются жесткостью биокинематических пар ударного звена в момент взаимодействия с объектом.

2. Жесткость ударного звена при ударных действиях может регулироваться за счет произвольного закрепления биозвеньев к моменту взаимодействия, а также использования механизма предупредительного торможения.

3. Активизация жесткости ударного звена как регулируемый процесс может и должны являться объектом тренировочного воздействия для кикбоксеров разных квалификаций.

1.2. Виды и фазы ударного действия

Ударные действия в общем виде включают в себя фазы: подготовительную, ударных движений, ударного воздействия (удара) и заключительных движений.

В ударном действии с целью перемещения объекта решаются две задачи: 1) придание объекту максимальной (иногда оптимальной) скорости полета и 2) придание объекту необходимого направления и характера полета. Максимальная скорость вылета снаряда (мча, ударной руки, ноги) может сочетаться с большой точностью.

Скорость полета мяча зависит от начальной скорости соударения бьющего (ударного) звена (части тела, клюшки или теннисного мча, ракетки и т.д.) и а также соотношения их масс и степени связи бьющего тела со всем телом спортсмена. Для повышения скорости направления объекта необходимо сообщить и скорость ударного звена. Поэтому в ударных действиях перед фазами ударных действий выполняют фазы подготовительных действий. Ударные действия переходят в ударное воздействие (фаза удара), устанавливающие эффективность ударного движения. После фазы удара еще следует и фаза заключительных движений, в течение которых затормаживаются движения ударных звеньев и спортсмен готовится к началу последующих действий.

Поскольку ударным звеном может быть биокинематические пары, цепь и т.д., то и построение ударного действия в конкретных особенностях может быть весьма различным. Наконец, надо заметить, что тактические соображения могут потребовать максимального сокращения фазы подготовительных движений.

Подготовительные движения. В этой фазе спортсмену необходимо подготовиться к выполнению ударных движений. Для этого ударное звено надо отдалить на наибольшее расстояние от объекта, чтобы увеличить путь ускорения ударного звена в последующем ударном движении. При этом растягиваются и затормаживают движение замаха – мышцы-антагонисты. От их преодолевающей работы будет зависеть ускоряющее усилие. После замаха начинается ударное движение.

В подготовительные движения ударного действия во многих случаях включаются и движения разбега, в течение которых спортсмен готовится перейти к эффективному началу ударных движений, а также предварительно наращивать в нужном направлении скорость ударных звеньев.

Ударные движения. В случае удара рукой или ногой кинематическая цепь образует своего рода ударный рычаг. Он может быть большей или меньшей длины. У длинного рычага окружная скорость рабочей точки при той же угловой скорости больше, чем у короткого. Если есть время и нет необходимости маскировать действия, длинный рычаг для создания большей скорости выгоднее.

При большем размахе ударного движения путь приложения ускоряющих усилий тоже больше, это позволяет развить к концу движения более высокую скорость.

Перед началом ударного действия обнаруживается предударное торможение ударного движения («парадокс Чхаидзе») Растягиваемые мышцы-антагонисты вызывают заметное отрицательное ускорение еще до явления удара. Это торможение объясняют условно-рефлекторной реакцией (предупреждение травмы укреплением суставов мышцами-антагонистами). При этом предупреждается амортизация в сочленениях ноги.

Ударные действия должны обеспечивать воздействие на объект в положении, наиболее выгодном для решения двигательной задачи. Поэтому осуществляется выбор места удара; в кикбоксинге это выбор стойки (позиции) постановки ударной ноги или руки относительно объекта.

Ударное воздействие. За время рабочей точки ударного звена с объектом происходит ударное воздействие. Вследствие большой упругой деформации тела противника в кикбоксинге обе фазе удара – деформация и восстановление формы – длятся дольше, чем при взаимодействия жестких (твердых) тел (около 0,03 – 0,05 сек.).

Ударный импульс зависит от относительной скорости и масс взаимодействующих тел в начале удара. Более быстрые ударные действия дают большие ударные импульсы. Соответственно этому объект будет иметь большие скорости в конце удара.

1.3. Эксцентрический режим активности мышц при спортивных действиях

Тактика – один из важнейших компонентов мастерства кикбоксеров, во многом определяющий уровень спортивных достижений [4,6]. Сильнейших кикбоксеров мира отличает разнообразие тактических действий и умение своевременно менять тактику. Большинство кикбоксеров применяют на соревнованиях активно-наступательную тактику, многие умеют перестраиваться в ходе боя и вести его в различных манерах. Поэтому можно говорить о тенденции к универсализации тактики в современном кикбоксинге.

Уже сейчас следует искать пути дальнейшего совершенствования тактического мастерства кикбоксеров, поскольку даже у ведущих кикбоксеров страны заметны серьезные просчеты в тактической подготовленности. Многие кикбоксеры на крупнейших всероссийских и международных соревнованиях действуют однообразно, не умеют менять тактику, недостаточно уверенно ведут поединки с «жесткими» и агрессивными кикбоксерами на ближней и средней дистанциях.

Таким образом, совершенствованию тактического мастерства ведущих кикбоксеров страны уделяется непростительно мало внимания, даже если учесть, что спортсмены высокого класса самостоятельно совершенствуют

тактическое мастерство, выполняя многие упражнения без заданий тренера. К сожалению, такая картина типична для работы многих тренеров.

Нужно отметить также, что не ведется почти никакой работы, содействующей совершенствованию разведывательных и подготовительных действий, а ведь эти действия – слабое место многих кикбоксеров.

Тренеры не только мало дают заданий, направленных на совершенствование тактического мастерства, но и задания эти часто слишком общи и не всегда нацелены на совершенствование определенного тактического действия. При этом в упражнениях слабо моделируются реальные соревновательные условия и ситуации, требующие выполнения определенных тактических действий. В большинстве случаев кикбоксеры получают задание выполнить упражнение в заранее известных условиях, при которых им не приходится оценивать ситуации и принимать соответствующее решение.

Каковы пути улучшения сложившейся ситуации? По-видимому, основной путь – это целевой подход к совершенствованию тактического мастерства кикбоксеров с учетом особенностей соревновательной деятельности.

При движениях человека мышцы проявляют активность в эксцентрическом режиме (когда длина активных мышц увеличивается). При этом мышцы производят отрицательную работу, которую можно считать количественной мерой использования эксцентрического режима активности. При движениях человека отрицательная работа мышц встречается так же часто, как и положительная. Опускание груза, спуск по лестнице, торможение движущегося звена тела – все это примеры эксцентрического режима сокращения, при котором мышцы выполняют отрицательную работу. Первые исследования отрицательной работы были выполнены в конце прошлого века как на изолированной скелетной мышце, так и на здоровом человеке. С тех пор интерес к данной проблеме не ослабевает. Причина этого

– целый ряд интереснейших экспериментальных факторов, многие из которых далеки еще от окончательного объяснения.

Несмотря на большой интерес исследователей к данной проблеме, остаются практически не изученными особенности выполнения отрицательной работы мышцами при локомоторных движениях человека. Без знаний этих особенностей нельзя понять функциональное значение эксцентрических сокращений мышц в организации локомоторных движений, нельзя выработать научно обоснованные критерии техники спортивных локомоций.

Целью нашего обзора литературы является определение функционального значения эксцентрических сокращений мышц в организации спортивных наземных локомоций. Для этого на первом этапе исследования анализировались данные литературы о биомеханике и физиологии эксцентрического режима активности скелетных мышц. Затем на основании собственных экспериментальных данных о выполнении мышцами отрицательной работы при ходьбе, беге, прыжках делаются теоретические выводы о роли эксцентрических сокращений мышц при локомоциях человека.

Биомеханика и физиология эксцентрического режима активности мышц.

Отрицательная работа изолированной мышцы. В простейшем случае механическая работа (A), выполняемая мышцей, может быть подсчитана как произведение силы (F), развиваемой мышцей, на величину ее удлинения ($-L$) или укорочен ($+L$) $A = F L$. Поскольку всегда $F > 0$, то работа, произведенная мышцей, может быть отрицательной лишь в случае, если мышца удлиняется ($L < 0$) и $F \neq 0$. Другими словами, отрицательная работа совершается мышцей при ее растягивании в активном состоянии (эксцентрический режим сокращения).

Механическое поведение активной мышцы при растягивании. При внезапном удлинении с умеренной скоростью тетанически возбужденной

мышцы сила, регистрируемая на ее конце, вначале в течение нескольких десятков мс резко увеличивается (до двух раз и более) – динамическое изменение силы, а затем постепенно уменьшается до величины, превышающей изометрическую силу при той же длине мышцы – статическое изменение силы, или статический эксцесс силы [12,15,21]. Статически эксцесс длится до 10 с [1,7,14]. Характеристики кривой сила – время при растягивании мышцы не постоянны и зависят от скорости растягивания, величины удлинения температуры окружающей среды, общей длины мышцы.

Динамическое увеличение силы, состоящее из двух участков – крутого и пологого, связывают в основном с натяжением последовательного упругого компонента (ПОУК). Природа статического эксцесса силы пока не ясна. Однако можно сказать, что он связан с изменением характеристик контрактильного аппарата. Если при статическом эксцессе силы дать мышце укоротиться с постоянной скоростью и поднять груз, то вес груза, который мышца в состоянии поднять, будет больше, чем в случае укорочения из состояния обычного изометрического тетануса при той же длине мышцы. Этот факт находит отражение в изменении кривой силы – скорость укорочения, которая в этом случае смещается вправо при неизменной максимальной скорости укорочения [15].

Последовательный упругий компонент. мышцу при описании ее механических свойств представляют в виде модели с тремя элементами: контрактильным, обладающим вязкостью; последовательным упругим (ПАУК). ПАУК связывают с сарколеммой волокна, фациями и другими соединительно-ткаными образованиями, окружающими волокна и мышцы. Вклад этой компоненты проявляется при длинах мышц, близких к длине покоя (t_0), то есть она не дает существенного вклада в силу при естественных движениях животного и человека. Локомоция ПОУК пока окончательно не выяснена. По оценкам ряда авторов [9,11,20], примерно половина

последовательной упругости находится в сухожилии мышцы, а остальная ее часть распределена вдоль мышечных волокон.

Используя результаты эксперимента по освобождению тетанически возбужденной мышц, укорачивающейся против различных нагрузок, можно получить график зависимости сила – удлинение ПОУК. Эта зависимость представляет собой экспоненту, крутизна которой определяется типом волокна или мышцы. Производная силы по удлинению является жесткостью ПОУК. Площадь под кривой сила – удлинение равна упругой энергии, запасаемой в ПОУК, при заданном уровне силы. Эта энергия освобождается в начальный момент укорочения мышцы из состояния тетанического сокращения. Величина энергии упругой деформации зависит от величины максимальной силы (P_0), которую может развить мышца в изометрических условиях, жесткости и максимального удлинения ПОУК. Увеличение развиваемой мышцей силы после растягивания приводит к увеличению запасаемой в ПОУК упругой энергии более чем в 2 раза [11]. Таким образом, описанный в предыдущем разделе эффект увеличения работы, выполняемой мышцей после растягивания, может определяться не только изменениями в контрактильном компоненте, но и изменениями характеристик зависимости сила – удлинение ПОУК.

Энергетические затраты активной мышцы при растягивании. Миотермальные измерения показали, что метаболические затраты активной мышцы при растягивании в основном меньше, чем при укорочении и изометрическом сокращении [17,19]. Предполагается, что одной из причин экономии метаболической энергии, при растягивании мышцы может быть следующая [18]: часть энергии поступающей в мышцу в виде выполняемой над ней работы, используется в обратных химических реакциях, то есть в синтезе макроэргических соединений – АТФ и или КрФ будет иметь место, если в процессе растягивания активной мышцы уровень содержания этих субстратов станет выше или остается неизменным. Прямые измерения АТФ и КрФ показали, что расход этих соединений был в основном ниже при

растягивании активной мышцы, чем при изометрическом сокращении, однако он всегда имел место [3,4,10]. Таким образом, есть основания считать, что экономия метаболической энергии при растягивании активной мышцы не осуществляется за счет чистого ресинтеза АТФ также не имеет большого значения. В исследовании [13] на экстрагированной в глицерине мышце кролика с использованием радиоактивного P^{32} было показано, что скорость прямой реакции расщепления АТФЫ на АДФ и свободный фосфат при растягивании активной мышцы в 100 – 1000 раз выше скорости обратной реакции синтеза АТФ [9].

Вызванный растягиванием активной мышцы статический эксцесс силы длится около 10 с. Выделение тепла при этом равно или меньше, чем в изометрическом сокращении при одинаковой длине мышц [6,8]. Эти данные не подтверждают гипотезу о том, что статистический эксцесс силы вызван большей активностью мышцы (большим числом образованных поперечных мостиков), так как это привело бы к увеличению теплопродукции. Ряд факторов говорит в пользу другой гипотезы. В результате растягивания некоторые поперечные мостики «запираются» на тонких филаментах и разрушаются относительно медленной [4], что вызывает прирост силы.

Влияние эксцентрических сокращений мышц на биомеханику движений и проявление двигательных качеств. Увеличение скоростно-силовых возможностей после предварительного растягивания активных мышц у человека. Выше было показано, что растягивание активной мышцы изменяет как характеристики контрактильного аппарата (кривая сила – скорость смещается вправо, так и характеристики кривой вправо [18], так и характеристика кривой сила – удлинение ПОУК (увеличивается площадь под кривой) [2]. Это может приводить к увеличению мощности, проявляемой при движениях человека. Данный вывод был подтвержден в многочисленных экспериментах. Так, предварительное растягивание активных мышц при прыжках, отжиманиях, выталкивании груза приводило к увеличению скоростно-силовых показателей этих движений [9].

Сила и силовая тренировка в эксцентрическом режиме. Сила, проявляемая при растягивании активных мышц (эксцентрическом режиме сокращения), выше, чем при изометрическом и концентрическом сокращениях [1,2,7,16,18] и не подчиняется закону сила – скорость. При низких отрицательных скоростях значение силы ниже предсказанных по уравнению Хилла. При более высоких скоростях сила меняется незначительно [3].

Возможность проявления больших мышечных усилий в эксцентрических сокращениях привлекала внимание исследователей к этому режиму, в частности с точки зрения силовой тренировки. Однако в большинстве случаев этот режим не дает преимущества в развитии силы по сравнению с концентрическим или изометрическим [10].

Утомление при максимальных эксцентрических и концентрических повторных сокращениях мышц развивается несколько быстрее при эксцентрическом режиме [14], хотя текущее потребление кислорода, расход мышечного гликогена в медленных и быстрых волокнах, концентрация лактата в крови, параметры ЭМГ в двух видах упражнений практически одинаковы [14].

Влияние предварительного растягивания активных мышц на эффективность положительной работы. Учитывая факты, приведенные выше, можно предположить, что предварительное растягивание активной мышцы повышает механическую эффективность последующего концентрического сокращения. Действительно: 1) в ПОУК запасается дополнительное количество энергии упругой деформации, освобождаемой при укорочении; 2) статический эксцесс силы смещает кривую сила – скорость укорочения мышцы вправо, что позволяет выполнять большую механическую работу; причем на поддержание эксцесса силы не требуется дополнительных метаболических затрат; 3) растягивание активной мышцы также не вызывает значительных метаболических затрат.

В ряде движений человека: беге [7,12], подпрыгиваниях на носках [9] – механическая эффективность составляет 35-70 %. Эти величины превышают максимальную эффективность положительной работы мышцы (= 29) [4]. В большинстве случаев причину этого связывают с запасанием энергии упругой деформации в растянутых мышцах. По оценкам ряда авторов, вклад ее в общие механические энергозатраты (МЭЗ) составляют 35-53 % в беге [2], 27-34 % в приседаниях [3,16], 30-54 % в подскоках на месте [10], 23 % в ходьбе [19].

Эксцентрические сокращения мышц и рассеяние механической энергии. Хорошо известно, что скелетная мышца помимо упругих свойств обладает вязкостью, или демпфированием, - способностью рассеивать механическую энергию или движения. Вязкостные свойства пассивных мышц выражены слабо [8]. Однако активная мышца обладает высокой вязкостью. Так, еще Гассер и Хилл пассивной мышцы, соединенной с колеблющейся стальной пружиной, вызывает увеличение демпфирования колебаний в 40 раз. Это свойство мышц было бы полезным в ситуациях, когда требуется в короткое время снизить энергию тела, например, при приземлениях после спрыгивания с большой высоты.

В этом случае мышцы будут рассеивать энергию тела, сокращаясь в эксцентрическом режиме.

Физиологическая стоимость отрицательной работы. В этом разделе речь пойдет о различиях в физиологических реакциях организма человека при выполнении им отрицательной работы. В описываемых здесь экспериментах использовались движения, в которых испытуемые выполняли только отрицательную либо только положительную работу. Величина работы определялась чаще всего как «внешняя» работа (работа, затраченная на изменение полной энергии О.Ц.Т.Т.) – при передвижении по наклонной поверхности [4,5] или как работа против действующей внешней силы – подъем и опускание груза [7], педалирование на велоэргометре [2,3,9].

Метаболическая энергопродукция. Потребление кислорода в единицу времени ($\dot{V}O_2$) в устойчивом состоянии увеличивается с ростом отрицательной мощности ($-W$) [17]. Зависимость $\dot{V}O_2 - (-W)$ линейна в диапазоне до 260 Вт при педалировании на велоэргометре, езде на велосипеде по наклонному тредбану, спуск по лестнице, опускание груза. При ходьбе и беге по наклонной поверхности $\dot{V}O_2$ изменяется непропорционально мощности [19]. Метаболическая стоимость отрицательной работы в несколько раз ниже положительной, что выражается в меньшем потреблении кислорода [18]. Отношение $\dot{V}O_2$ при положительной и отрицательной работе ($+ \dot{V}O_2 / - \dot{V}O_2$) всегда больше 1, но непостоянно и зависит от вида выполняемых упражнений (педалирование, ходьба, бег и т.д.), их характеристик (скорость, мощность), способа определения $\dot{V}O_2$ (общее, чистое, рабочее потребление) и может достигать [2,5].

Меньшая энергостоймость отрицательной работы объясняется большей силой, развиваемой мышцами при растягивании, чем при укорочении с той же скоростью [2]. Для поддержания заданного усилия в первом случае требуется меньшее число активных волокон, а следовательно и меньшая величина метаболической энергии, необходимой для их напряжения [5,19]. Экономия метаболической энергии при отрицательной работе может осуществляться и за счет повышения силы мышцы и одновременного снижения скорости реакции расщепления АТФ во время эксцентрических сокращений [9].

Регуляция дыхания. Легочная вентиляция (V_E) на единицу потребления O_2 при выполнении отрицательной работы выше по сравнению с положительной [6]. Этот факт, скорее всего, не связан с гуморальным компонентом регуляции дыхания, в частности с изменением чувствительности хеморецепторов [17], а вызван неврогенными влияниями, одним из проявлений которых является усиленная активность механорецепторов, вызванная большим (в 5-7 раз) напряжением мышц при

отрицательной работе (с одинаковым при положительной работе потреблением O_2 [16].

Сердечно-сосудистая система. В настоящее время нет единого мнения о различиях в ЧСС, величине сердечного выброса и систолического объема при выполнении отрицательной и положительной работы с одинаковым потреблением O_2 [1,15]. Однако многие авторы сходятся во мнениях, что при одинаковым потреблении O_2 условия для увеличения систолического объема более благоприятны при отрицательной работе за счет значительно большего венозного возврата к сердцу из работающих мышц, напряжение которых во много раз больше при эксцентрическом сокращении. С высоким напряжением мышц связывают повышенное среднее артериальное давление и периферическое сопротивление при отрицательной работе [4].

Теплопродукция при отрицательной работе. При одинаковой метаболической теплопродукции, вызванной выполнением отрицательной и положительной работы, в первом случае ожидать повышенный тепловой стресс (работа диссипируется в мышцах). Регуляция теплового баланса в этом случае осуществляется за счет большего, чем при положительной работе, увеличения температуры мышц и глубоких слоев кожи [15], усиления кожного кровотока [7], более обильного потоотделения [4].

Электрическая активность мышц. Величина отношения ИЭМГ / сила для эксцентрических сокращений ниже, чем для концентрических [8]. Электрическая активность мышц в эксцентрических сокращениях не зависит от скорости их удлинения в отличие от концентрических сокращений, где ЭМГ увеличивается со скоростью. При максимальных эксцентрических и концентрических сокращениях электрическая активность мышц одинакова [14].

Мышечные боли, вызванные эксцентрическими сокращениями. Отставленные мышечные боли (появляются через 8-12 ч после упражнения, продолжаются до 7 дней) вызываются главным образом эксцентрическими сокращениями.

Эксцентрические сокращения мышц при спортивных локомоциях.

Во всех наземных и водных локомоциях человека существуют фазы движения, где снижается уровень механической энергии тела или его отдельных частей [7]. Снижение энергии тела человека может быть вызвано внешними факторами: сопротивлением среды, деформацией опорной поверхности, трением скольжения; а также внутренними: деятельностью мышц, пассивной деформацией опорно-двигательного аппарата, трением и сопротивлением пассивных структур в суставах. В таких локомоциях человека, как плавание, гребля, педалирование на велоэргометре против нагрузки, скоростной спуск на лыжах, снижение энергии тела происходит преимущественно под действием внешних факторов. В естественных и спортивных локомоциях: ходьба, беге, прыжках по твердой поверхности без проскальзывания с небольшими скоростями – внешними факторами можно пренебречь [11]. Можно пренебречь силами трения [5] и пассивного сопротивления [2] в суставах ввиду их малости. Поэтому все снижение энергии тела при ходьбе, беге прыжках можно отнести за счет отрицательной работы мышц, сокращающихся в эксцентрическом режиме, и пассивной деформации опорно-двигательного аппарата. Как уже отмечалось, отрицательная работа мышц может служить количественной мерой использования эксцентрического режима активности при локомоциях.

Способы оценки отрицательной работы мышц при локомоциях. В настоящее время универсального способа оценки механической работы, затраченной при локомоциях человека или антропоморфного шагающего устройства, нет. Известно около 10 способов подсчета положительных и отрицательных энергозатрат (МЭЗ): «внешняя» ($A_{1+(-)}$), «внутренняя» ($A_{2+(-)}$), «полная» $A_{3+(-)}$ работа, «псевдомеханическая» работа без учета переходов энергии $A_{4+(-)}$ и с учетом как «внутри» звеньев ($A_{5+(-)}$), так «внутри» и между ними ($A_{6+(-)}$). Кроме того, вычисляют работу управляющих моментов в суставах тела ($A_{7+(-)}$). Формулы для вычисления перечисленных показателей можно найти в [7]. Наиболее адекватным

показателем МЭЗ является суммарная работа отдельных мышц. Для определения работы отдельных мышц необходимо знать усилия и удлинения каждой мышцы в процессе движения. Данный подход до настоящего времени не был реализован. Для его реализации необходимо определить усилия и удлинения отдельных мышц человека при локомоциях.

Модель скелетно-мышечной системы тела человека. Для получения различных показателей отрицательных и положительных МЭЗ локомоций человека были разработаны механико-математическая модель скелетно-мышечной системы тела человека и пакет прикладных программ для компьютера, позволяющие вычислять показатели МЭЗ по известному движению.

Разработанную модель можно условно разделить на два уровня (12). На первом уровне моделируется «скелет» человека в виде механической системы 16 абсолютно твердых тел, соединенных идеальными шарнирами. Этот уровень модели позволяет по известному движению определить управляющие моменты в шарнирах. При построении первого уровня модели в значительной степени использованы идеи работы С.Ю. Алешинского [1994]. Второй уровень описывает действие мышц в организме внутреннее строение мышц, расположение их относительно костей скелета, элементы системы управления мышечной силой. Мышцы представляются в виде невесомых нитей. В рамках рассматриваемой скелетно-мышечной модели тела реализованы два подхода к определению усилий отдельных мышц. В первом подходе используется ставший уже традиционным метод оптимизации [15]. В другом подходе предполагается, что действия мышц в организме удовлетворяют «принципу суперпозиции» двух двигательных программ: реципрокной активации мышц и коактивации мышц - антагонистов [20]. Последний подход при некоторых дополнительных предположениях позволяет получить знания усилий отдельных мышц, близкие к нижним оценкам реальных усилий [11]. Приведенные в этой главе результаты получены с использованием данного подхода.

Разработанная скелетно-мышечная модель тела человека позволяет по известному движению модели вычислить любые показатели механических энергозатрат, в том числе и работу отдельных мышц. Для вычисления показателей механических энергозатрат по известному движению был разработан пакет прикладных программ для компьютера. Пакет написан на языке ФОРТРАН – 4 для компьютера [12]. Исходной информацией для вычислений являются данные оптической регистрации движения (координаты маркеров на теле человека) величины и координаты точки приложения главного вектора сил опорных реакций (измеряются с помощью тензодинамометрических платформ), масс-инерционные характеристики мышц [7], морфологические характеристики мышц. Ряд морфологических характеристик (плечи тяги и удлинения мышц) был получен в собственных исследованиях [2,3,9], другие (например, площадь физиологического поперечника) взяты из литературы [18].

Эксперименты. Для определения показателей отрицательных и положительных энергозатрат при локомоциях было проведено в общей сложности 27 экспериментов с 17 испытуемыми в возрасте 19-29 лет. Исследовались ходьба, бег, прыжки в длину с разбега и высоту с места, приземление после спрыгивания с высоты 0,5 м и бег на лыжах [3,10,14]. Испытуемые передвигались по специальному помосту с вмонтированными в него тензодинамометрическими платформами. Отражательные маркеры, наклеенные на тело испытуемых, освещались импульсными стробоскопами с частотой от 50 до 150 Гц. Отраженный от маркеров света фиксировался на фотопластинках четырех фотограмметрических камер. Координаты маркеров измерялись на полуавтоматическом стереокомпараторе.

Отрицательная механическая работа мышц при локомоциях. Анализ оценок механических энергозатрат, рассчитанных как изменение энергии тела и отдельных его сегментов, показал следующее. При ходьбе и беге с постоянной скоростью суммарные для всего тела величины отрицательной и положительной «внешней», «внутренней», «полной» и

«псевдомеханической»» работ примерно равны по абсолютной величине за цикл движения. Этот результат является отражением неизменности среднего уровня энергии тела и отдельных его сегментов за цикл передвижения. Увеличение угла подъема при передвижении на лыжах с 3 до 5-6 град. приводит к снижению отрицательных и увеличению положительных механических энергозатрат в цикле передвижения. При приземлении после спрыгивания различные фракции механической энергии тела в основном только снижается.

Анализ поведения мощности управляющих моментов в суставах тела показал, что для локомоторных движений (за исключением приземления и прыжка вверх из глубокого подседа) характерно периодическое изменение знака мощности. Особенно это характерно для суставов опорной ноги при беге и прыжке в длину с разбега: положительной мощности во второй половине периода опоры предшествует отрицательная мощность в первой половине опоры [11,19]. Однако для некоторых суставов характерным является преимущественное выполнение отрицательной либо положительной работы. Так, при ходьбе в голеностопных суставах производится в основном положительная работа, в коленных суставах – отрицательная [10]. Для суставов безопорной ноги, а также рук и туловища характерным является наличие фазы отрицательной мощности перед достижением крайних положений в суставе (например, перед полным разгибанием голени в конце фазы переноса наблюдается отрицательная мощность в коленном суставе).

Анализ мощности и работы мышц нижних конечностей показал следующее. Характер поведения мощности односуставных мышц при локомоциях примерно соответствует поведению мощности управляющего момента в данном суставе. Однако двусуставные мышцы ведут себя иначе. Они производят значительно меньше механической работы, чем их односуставные агонисты [20]. Некоторые двусуставные мышцы, в частности прямая мышца бедра, производят главным образом отрицательную работу в большинстве локомоций [5].

Функциональное значение эксцентрических сокращений мышц при локомоциях. 1. Для выяснения роли эксцентрических сокращений мышц в предохранении пассивных структур двигательного аппарата от повреждения при контакте с опорой были оценены величины активно диссипируемой энергии (за счет отрицательной работы мышц) и пассивно диссипируемой энергии (за счет деформации пассивной части двигательного аппарата – суставных поверхностей, межпозвонковых дисков и т.п.) при локомоциях человека. Соотношение между величинами активно и пассивно диссипируемой энергии определяли с помощью коэффициента мягкости приземления (КМП) (2): $KMP = (A7 - / A6 -) * 100 \%$. Установлено, что при прыжке в длину пассивно рассеивается 30,6 % всей диссипируемой энергии. При ходьбе и беге практически вся диссипируемая энергия рассеивается активно в работающих мышцах. Таким образом, в наземных локомоциях человека подавляющая часть механической энергии диссипируется активно за счет выполнения мышцами отрицательной работы. Мышцы, сокращаясь в эксцентрическом режиме, способствуют предохранению элементов суставного и костного аппарата от излишних деформаций.

2. Для определения роли двусуставных мышц в активной диссипации энергии при взаимодействии с опорой был проведен эксперимент с тремя испытуемыми, которые выполняли мягкое приземление после спрыгивания с высоты 0,5 м. При этом регистрировались координаты маркеров на теле испытуемых и опорные реакции. Вычисляли величину $P_i(t)$, которая равна разности $P_i^c(t) - P_i^m(t)$, где $P_i^c(t)$ – мощность управляющего момента в i – м суставе; $P_i^m(t)$ – сумма мощности всех мышц, обслуживающих i – й сустав. Величина $P_i(t)$ представляет собой скорость, с которой энергия поступает к звеньям, образующим данный сустав (или передается от них), через двусуставные мышцы. Таким образом, по мощности $P_i(t)$ можно судить о направлении и скорости передачи механической энергии двусуставными мышцами, а интеграл мощности $P_i(t)$ по времени дает величину переданной энергии. Анализ этих данных показывает, что в фазе амортизации

двусуставные мышцы передают энергию с дистальных звеньев на проксимальные: икроножная мышца – со стопы на бедро, прямая мышца бедра – с голени на таз. За счет данного механизма (сухожильное действие двусуставных мышц) более крупные мышцы проксимальных звеньев помогают рассеивать механическую энергию мышцам дистальных звеньев и тем самым снижают вероятность травмирования дистально расположенных мышц.

3. Эксцентрические сокращения мышц снижают нагрузки на суставы за счет рассеивания энергии движущихся звеньев и предохраняют суставы от переразгибания. Это подтверждается наличием фаз отрицательной мощности в суставах перед достижением в них крайних положений.

4. Эксцентрические сокращения мышц играют важную роль в организации маховых движений при локомоциях. Активное торможение мышцами проксимальных звеньев приводит к увеличению угловой скорости дистальных звеньев (механизма «хлеста»). Так, во время переноса маховой ноги при ходьбе, беге и прыжке в длину угловая скорость разгибания голени увеличивается в результате торможения бедра мышцами-разгибателями бедра, сокращающимися в эксцентрическом режиме. Подобная организация маховых движений выгодна с точки зрения снижения механических [6,13] и метаболических энергозатрат.

5. Эксцентрические сокращения мышц при локомоциях имеют важное значение для увеличения мощности и эффективности концентрических сокращений. Этот вывод подтверждается следующими фактами. При отталкивании прыжке в длину с разбега в коленном суставе максимальная положительная мощность разгибания составила 10 780 Вт, что примерно в два раза превышает максимальную мощность всех метаболических источников энергии, известных у человека [19]. Такие высокие значения механической мощности управляющего момента в коленном суставе можно объяснить предварительным растягиванием активных мышц-разгибателей голени, которое наблюдается в первой половине фазы опоры. Та же причина,

по всей вероятности, объясняет более высокую механическую эффективность бега по сравнению с ходьбой [8].

Заключение. Итак, в результате проведенных исследований установлено, что эксцентрические сокращения мышц, сопровождающие выполнение отрицательной работы, являются существенным элементом локомоции человека (ходьбы, бега, прыжков). Хотя при эксцентрическом сокращении, невзирая на имеющиеся место метаболические энергозатраты, механическая энергия не генерируется, данный режим функционирования мышц создает условия для лучшего использования концентрического сокращения и предохраняет от повреждения двигательный аппарат.

ГЛАВА 2. МЕТОДЫ И ОРГАНИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Методы исследования

1. Анализ спортивной практики и документальных данных
2. Модельные характеристики исследования
3. Тестирование временных и динамических характеристик
4. Педагогический эксперимент
5. Инструментальный контроль
6. Статистические методы исследования

Анализ спортивной практики и документальных данных

Как показывает теория и практика спорта, что процесс оптимизации пространственно – временных и динамических характеристик спортивной техники в кикбоксинге разработан недостаточно в большом объеме. В литературе отсутствуют данные по оптимизации техники и разработки рациональных биомеханических модельных характеристик решения двигательных задач.

Модельные характеристики исследования

Инструментальная методика в данной работе была использована для оценки положения и структуры пространственно-временных и динамических характеристик поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус кикбоксера.

На основе разработанных цели и задач исследования нами была разработана предполагаемая модель факторной структуры техники биомеханических характеристик поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус кикбоксера.

В содержание модели пространственных характеристик включали: амплитуду разгибания ударной ноги: пространственное положение ударной ноги; амплитуду поступательно - возвратных действий отдельных звеньев ударной ноги в корпус.

Пространственно-временным характеристикам; максимальное значение ускорения ударной ноги в пространстве; пространственное значение скорости атакующей ноги в момент удара, скорость и траектория перемещения отдельных звеньев тела для атаки.

Временным характеристикам включили: длительность времени атаки; время достижения максимальной скорости ударной ноги; время начала движения атакующей ноги (стартовое); момент времени удара (импульса); скорость и время перемещения отдельных звеньев тела для атаки; момент достижения максимального ускорения атакующей ноги, момент достижения максимальной скорости атакующей ноги.

Координационным характеристикам: время пространственного рассогласования между моментом времени атаки и защиты; время пространственного рассогласования между моментом начала и окончания поступательного, и возвратного действия отдельных звеньев ударной ноги.

Динамические характеристики рассматривали: силу удара; импульс силы; момент импульса силы; мощность работы силы; количество передачи энергии ударному звену и динамические характеристики реактивной силы атакующей ноги в момент удара.

Тестирование временных и динамических характеристик

Биомеханические критерии структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус нами исследовалось на модели голеностопного сустава, регистрировались ускорения центров масс бедра, голени и стопы и, показатели верхних конечностей звеньев тела в сагиттальной плоскости, плеча, локтевых и лучезапястных суставов. Помимо этого два акселерометра были установлены на голеностопных суставах испытуемых. Синхронно регистрировалась тензодинамограмма динамических характеристик структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус кикбоксера.

Педагогический эксперимент

Педагогическое исследование проводилось в три этапа.

На первом (сентябрь 2017 по декабрь 2017 г.) этапе осуществлялся анализ и синтез научно-методической литературы по изучению биомеханических закономерностей техники ударных движений в кикбоксинге, изучалась и обобщалась научно-методическая литература по исследуемой проблеме. Определена исследовательская база, технология эвристического исследования.

На втором (январь 2018 по декабрь 2018 г.) этапе проводился педагогический эксперимент. Изучалась факторная модельная характеристика структуры техники целевой-точности ударных действий. Осуществлено эвристическое исследование. Экспериментально апробирована технология эвристического исследования биомеханических закономерностей техники ударных движений в кикбоксинге.

На третьем (январь 2019 по май 2019 г.) этапе педагогического наблюдения обрабатывались результаты исследования. Был использован математический аппарат, для выявления объективных биомеханических характеристик. Разработаны практические рекомендации.

Инструментальный контроль

В работе метод графической циклограммометрии позволил достоверно выявить информативные критерии оценки структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус кикбоксера и научно обосновать эффективности техники кикбоксера в различных аспектах биомеханики ударных движений.

Статистические методы исследования

Все полученные данные выводились на цифropечатающее устройство и перфоленту старт-стопного телеграфного аппарата и обрабатывались на компьютере по составленным прикладным программам.

2.2. Организация исследования

В процессе исследования (сентябрь 2017 г. по май 2019 г.) нами проводилось педагогическое тестирование, в котором участвовало 38 кикбоксеров (6 - мастера спорта России, 14 - кандидаты в мастера спорта, 18 - спортсмены I разряда). Исследование проводилось в спортивном клубе «Arsenal Faeting» города Тольятти.

2.3. Методика оценки биомеханических характеристик

В процессе исследования модели управления жесткостью фиксации звеньев биокинематической цепи при выполнении техники ударных движений в корпус в кикбоксинге нами был проведен эксперимент.

Для этой цели испытуемые выполняли технику ударных движений на месте с тремя видами установок: 1) техника ударных движений с установкой «на опережение», т.е. создать реактивную силу; 2) техника ударных движений «на затяжку», т.е. создать жесткость мышц для мгновенной передачи количества энергии от одного звена к другому в виде механического движения; 3) техника ударных движений не в полную силу, т.е. варьировать жесткость мышц.

Управление жесткостью фиксации звеньев кинематической цепи исследовалось на модели голеностопного сустава, регистрировались ускорения центров масс бедра, голени и стопы в сагиттальной плоскости. Помимо этого два акселерометра были установлены на голеностопных суставах испытуемых. Синхронно регистрировалась тензодинамограмма поступательных и возвратных пространственно-временных и динамических усилий кикбоксера.

Полученные в эксперименте акселерограммы ударов с тремя видами установок подтверждают теоретическую модель регуляции жесткости фиксации звеньев биокинематической цепи в момент выполнения техники ударных движений.

Для доказательства того, что регуляция жесткости биокинематической цепи происходит путем закрепления суставов биокинематической цепи мышцами-антагонистами, был проведен эксперимент с записью биотоков мышц голеностопного сустава в момент выполнения техники ударных движений в корпус. По характеру биотоков передней большеберцовой, медиальной головки икроножной и камбаловидной мышцы голени в технике ударных движений с тремя установками наблюдалась одновременная активность мышц-антагонистов в основной фазе выполнения техники ударных движений в корпус. Все полученные данные выводились на цифропечатающее устройство и перфоленту старт-стопного телеграфного аппарата и обрабатывались на компьютере по составленным прикладным программам.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты исследования показали, что на основе анализа теории системно-структурного подхода технического мастерства кикбоксера, выявлены информативные биомеханические критерии оценки структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус.

Установили существенных биомеханических характеристик в построении модели поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус кикбоксера и выявили эффективности управления по критерию «системно - структурности» (рис. 1).

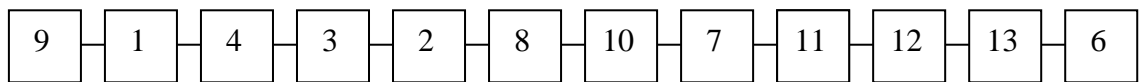


Рис 1. Факторная модельная характеристика структуры техники ударных действий «признак-результат» (удар с подскоком).

I. Пространственные критерии: 1 – диапазон разгибания ударной руки; 2 – диапазон начального действия левой руки; 3 – диапазон разгибания контактной ноги (вариация).

II. Пространственно-временные критерии: 4 – реактивность ускорения ударной руки; 13 - значение скорости ударных действий верхних или нижних конечностей в момент взаимодействия с объектом.

III. Временные критерии: 5 - объем времени ударных действий; 6 - временная характеристика ударных действий верхних и нижних конечностей; 7 – момент времени действия передней конечности; 8 – момент времени ударного действия; 9 – длительность временных характеристик опорных фазах (выпада); 12 - момент фазы реактивной скорости ударных конечностей.

IV. Координационные критерии: 10 - временные характеристики момента начала нападающих и защитных действий; 11 - временные характеристики рассогласования ударных действий верхних и нижних конечностей (ударных звеньев).

Первый фактор образовался на основе включения в него двух критериев: градиента ускорения и времени разгибания поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус, где $K_c = 0,872$ ($p < 0,01$). Значимость первого фактора составил 88,4 % и интерпретируется нами как «реактивность движения».

Второй фактор ($K_c = 0,839$; $p < 0,01$) образовался с выявлением трех критериев: момент времени фазы, величины максимального значения ускорения отдельных звеньев поступательного движения ударной ноги и величины максимальной скорости ударной ноги в момент взаимодействия с объектом (рис. 2).

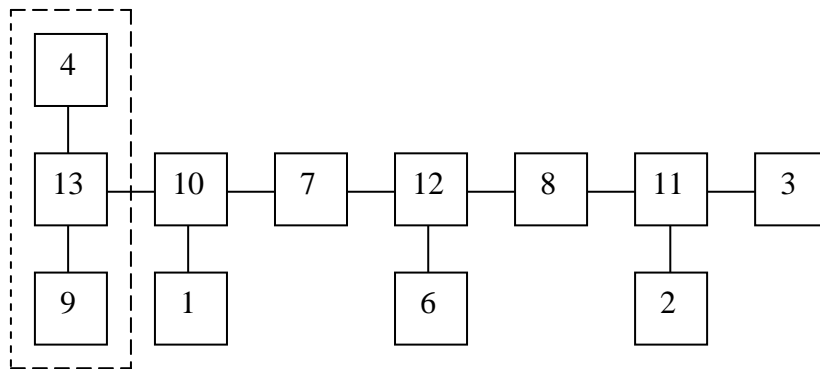


Рис. 2. Факторная модельная характеристика структуры техники целевой-точности ударных действий (удар с подскоком).

Обозначения так же, как и на рисунке 1.

Действие второго фактора составляет 70,3 % и интерпретирован нами как умение, управлять ударным движением на оптимальной скорости, фактор, характеризующий рациональность «временных» коррекций.

В третьем факторе ($K_c = 0,787$; $p < 0,01$) образовались два критерия: координация поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус и амплитуда разгибания. В данном факторе ($K_d = 61,9 \%$) характеризуется эффективность начального положения ударного действия, поскольку координация движения отдельных звеньев тела определяет в пространстве системно-структурные характеристики движения. Наши результаты согласуются с данными других авторов [1,2,3,4,].

Для третьего уровня решаемых задач при оптимизации биомеханических характеристик технического мастерства кикбоксера по критерию «реактивность» действия коррекции в структуре двигательного действия является следствием изменения системно-структурной формы двигательной задачи, направленной на пространственной рациональности поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги. На модели движения выражен вклад двух факторов: так, первый фактор имеет $K_c = 0,869$ ($p < 0,01$) и $K_d = 79,9 \%$ и назван нами как фактор, определяющей характеристику ударного действия с акцентом на реактивную силу. В него вошли следующие параметры: мощность разгибания толчковой ноги, величина реактивной силы ноги при его действии на ударное движение и амплитуда разгибания нападающей ноги. Вклад второго фактора имеет $K_d = 63,2 \%$ и интерпретируется нами как пространственно-временная структурность действий отдельных звеньев тела, как фактор взаимосоординации поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги $K_c = 0,843$ ($p < 0,01$). В него вошли время и амплитуда разгибания и сгибания тазобедренного и голеностопного сустава нападающей ноги, вклад диапазона угла и скорости поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус (рис. 3).

Полученный экспериментальный материал позволил выявить существенные закономерности в построении модели техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус и

установить эффективности биомеханической модели по критерию «системно-структурного подхода».

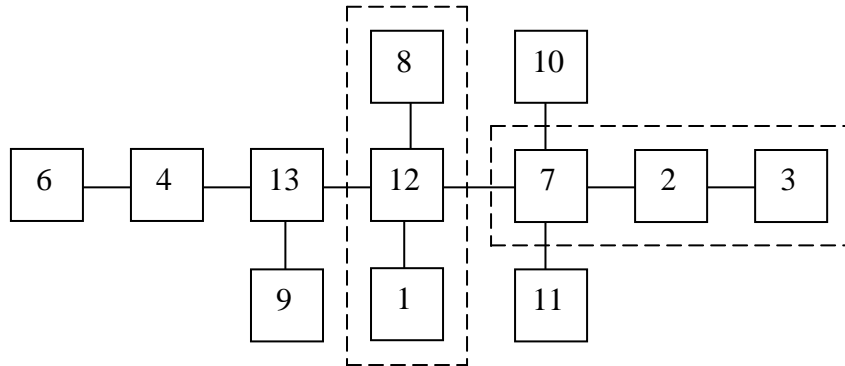


Рис. 3. Факторная модельная характеристика структуры техники градиента ударных действий (удар с подскоком).

Обозначения так же, как и на рисунке 1.

Для первой разновидности поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус, подчиненных критерию структурности, характеризуется наличием двух выраженных факторов: первый фактор, определяющей критерии динамической структуры движения отдельных звеньев ударной ноги, адекватного пространственно-временным характеристикам взаимодействия отдельных звеньев ударной ноги; второй, определяющий пространственную позу начального движения, т.е. угловых и линейных характеристик. Первый фактор включает как бы две подгруппы признаков: временные и динамические характеристики движения, причем ядром модели является критерии с наибольшим числом максимальных корреляций, характеризующий реактивную силу поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус. Вклад каждой группы критериев в действие выявленного фактора на мгновенность времени поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус составляет по критерием совокупного коэффициента корреляции 0,881-для временных ($p < 0,01$) и динамических характеристик ($p < 0,01$).

Коэффициенты детерминации составляют 78,4 и 59,0 %. Выделившуюся группу критериев на оси модели техники структуры поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус можно интерпретировать, как способность координировать движения отдельных звеньев ударной ноги с учетом структуры пространственно-временных характеристик с активным действием противника (рис. 4).

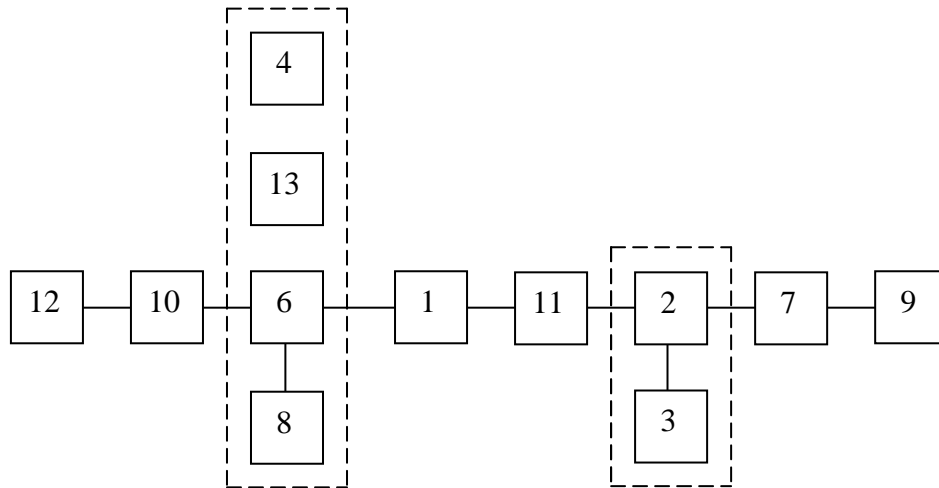


Рис. 4. Факторная модельная характеристика структуры техники ударных действий (элементарная атака), исполненного в ситуациях «выбора действия».

Обозначения так же, как и на рисунке 1.

Значимость второго фактора распространяется главным образом на эффективность мгновенного реагирования кикбоксера на согласованность начала контрдействия спортсмена. Если вклад первого фактора характеризует главным образом способность скоординировать действия отдельных звеньев тела в пространстве и времени и сделать их структурными в биомеханическом аспекте, то значимость второго фактора, включающего в себя два критерия, относящихся к амплитудно-линейным характеристикам поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус, определяет мгновенность реагирования ($K_c = 0,965$; $p < 0,01$). Данные полученные нами показывают, что структурность мгновенного реагирования

кикбоксерами на ударные действия обусловлена биомеханическими критериями, которые определяют рациональность выбираемых начальных (геометрии) ударных позиции ($K_d = 93,1$).

Такая организация поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус позволяет кикбоксеру в ситуациях мгновенного выполнения действия с учетом неординарности обстановки. Оптимизировать ударные движения кикбоксера по критерию структурности отдельных звеньев тела.

Во второй разновидности поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус, подчиненных также критерию структурности, характерна тенденция к сохранению «линейной зависимости» биомеханической модели, что свидетельствует о сравнительной независимости изучаемых критериев.

Соответствие критерии биомеханической модели техники движения для первого уровня решаемых задач и данной разновидности поступательного движения кикбоксера свидетельствует о тождественности выбора стратегии управления и коррекции собственных действий кикбоксерами. Требования к сохранению амплитудной точности поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус в первом уровне являются основой системно-структурной задачи действия, такая же задача решается и при антиципации пространственных и временных характеристик контрдействий противника. Этим, видимо, и можно интерпретировать тождественную структурную форму и системности организации поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус.

Наибольший объем максимальных корреляций имеет критерии, тождественной амплитуде и величине угла разгибания ударной ноги при поступательном движении отдельных звеньев тела, что также подтверждает значение фактора рациональности начального положения на мгновенность реагирования действия кикбоксерами ($K_c = 0,428$; $P < 0,05$; $K_d = 18,3 \%$).

Если оценивать эффективность поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус по длительности времени исполнения, то наибольший совокупный вклад дают три критерия, которые характеризуют координационную структуру нападающей ноги, бедра, голени и стопы ($K_c = 0,861$; $P < 0,01$; $K_d = 74,1 \%$). Это свидетельствует о том, что для системно-структурного принятия решения в биомеханическом аспекте необходимо точно определить, когда начать ударное движение ногой, когда совершить удар атакующей ногой и когда начать движения и, в каком моменте времени завершить ударное движение вращательно-возвратного характера; когда и как эффективно создать и, рационально использовать жесткость мышц при поступательном движении отдельных звеньев ударной ноги в корпус с проявлением реактивной силы; насколько рационально и эффективно можно использовать передачи количество энергии от проксимальных звеньев к дистальным звеньям атакующей ноги и обратно (бедра – голени – стопы) поступательно - вращательных, и вращательно-возвратных действиях (рис. 5).

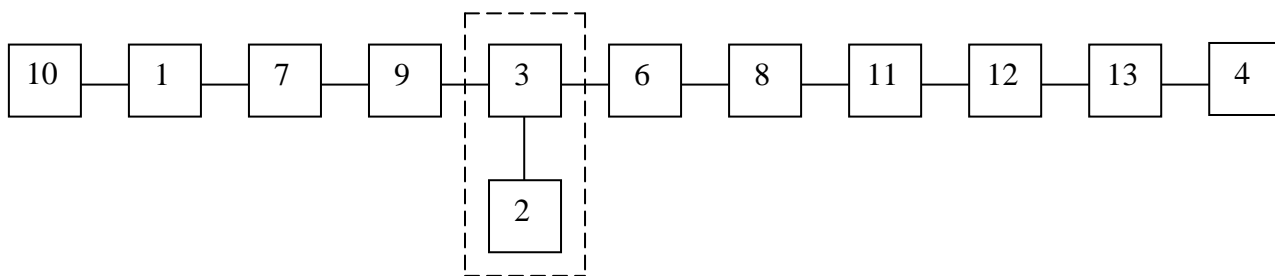


Рис. 5. Факторная модельная характеристика структуры техники ударных действий (элементарная атака) исполненного в ситуациях «вероятного прогноза» поведения соперника.

Обозначения так же, как и на рисунке 1.

Выделение в структуре ударных действий ведущих биомеханических факторов (критериев), обуславливающих эффективность решения двигательных задач, можно рассматривать как довод в пользу образования

двигательных синергии в управлении поступательно-возвратными ударными движениями отдельных звеньев дистальных конечностей.

Выявленную модель техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус можно интерпретировать как биомеханическую модель факторных структур двигательных процессов, отражающих конкретную линию в батарее двигательных действий спортсмена, обеспечивающую процесс решения оптимальной двигательной задачи в соответствии с целью биомеханики ударного действия. Наличие в батарее действия ряда «пространственно-временных» и «динамических характеристик» составляет содержание координационной структуры и должно стать информативным элементом для познания спортсменом и оптимальным для самоконтроля в процессе обучения и совершенствования эффективности техники биомеханики ударных движений кикбоксера в атаке и контратаке.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ полученных данных на основе теории системно-структурного подхода позволил нам выявить существенные закономерности в построении модели структуры техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус и установить эффективности структуры по критерию «биомеханической модели».

Установили, что выявленную модель техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус можно интерпретировать как биомеханическую модель двигательных действий, отражающую конкретную цель в батарее двигательных действий спортсмена, обеспечивающую процесс решения оптимальной двигательной задачи в соответствии с целью биомеханики ударных движений.

Соответствие критерии биомеханической модели техники движения для первого уровня решаемых задач и данной разновидности поступательного движения кикбоксера свидетельствует о тождественности выбора стратегии управления и коррекции собственных действий кикбоккерами. Требования к сохранению амплитудной точности поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус в первом уровне являются основой системно-структурной задачи действия, такая же задача решается и при антиципации пространственных и временных характеристик контрдействий противника. Этим, видимо, и можно интерпретировать тождественную структурную форму и системности организации поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус.

На основании полученных объективных биомеханических данных, настоящая работа, имеющая научное и практическое значение для теории и методики спорта, в частности спортивного единоборства может быть рекомендована для специалистов в области физической культуры и спорта.

Выделение в структуре ударных действий ведущих биомеханических факторов (критериев), обуславливающих эффективность решения двигательных задач, можно рассматривать как довод в пользу образования двигательных синергии в управлении поступательно-возвратными ударными движениями отдельных звеньев дистальных конечностей.

Выявленную модель техники поступательного движения отдельных звеньев ударной ноги в корпус можно интерпретировать как биомеханическую модель факторных структур двигательных процессов, отражающих конкретную линию в батарее двигательных действий спортсмена, обеспечивающую процесс решения оптимальной двигательной задачи в соответствии с целью биомеханики ударного действия. Наличие в батарее действия ряда «пространственно-временных» и «динамических характеристик» составляет содержание координационной структуры и должно стать информативным элементом для познания спортсменом и оптимальным для самоконтроля в процессе обучения и совершенствования эффективности техники биомеханики ударных движений кикбоксера в атаке и контратаке.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алешков И.А. Формирование скоростного навыка в связи с индивидуальными особенностями в силе и лабильности нервных процессов // Вопросы психологии. - 2002. - № 2. - С. 94 - 100.
2. Апанасенко Г.Л. Физическое развитие детей и подростков. - Киев: Здоровья, 2005.-80 с.
3. Афанасьева Ю.И., Кузнецов С.Л. Соотношение различных типов волокон скелетной мышце как фактор, влияющий на эффективность тренировки на выносливость //Теория и практика физической культуры. - 2006. - № 12. -С.41 - 42.
4. Джалилов А.А. Биомеханические характеристики нападающего удара в кикбоксинге. /А.А. Джалилов, В.Ф. Балашова /Журнал: «Теория и практика физической культуры», № 2/2016. – с. 66-68.
5. Джалилов Ал.А. Биомеханические аспекты визуальной оценки техники ударных движений в кикбоксинге. /Ал.А. Джалилов, Ар.А. Джалилов, Ю.М. Александров. /Журнал «Физическая культура»: воспитание, образование, тренировка. //Ж.: ВАК, «Ежемесячник», Москва – №4, 2014. – с. 17-19.
6. Джалилов А. А., Меркурьев К. Л. Биомеханика двигательной деятельности. Учебное пособие. – Тольятти, 2019. -216с.
7. Джалилов А. А., Джалилов Ар. А., Александров Ю. М. Воспитание морально-волевых качеств в системе подготовки боксеров. –М.: «Физическая культура», 2015. – с. 66-68.
8. Загайнов Р. Кризисные ситуации в спорте и психология их преодоления. 2011. -300с.
9. Зациорский В. М. Физические качества спортсмена. –М.: ФиС, 2009. -199с.
10. Иорданская Ф. А. Мужчина и женщина в спорте высших достижений. Проблемы полового диморфизма. Советский спорт. 2012. -256с.

11. Колесник А. С. Основные направления повышения эффективности системы спортивной подготовки квалифицированных боксеров. «Монография». – М.: «Наука», 2010. -350с.
12. Кузнецов В. Л. Учебное пособие для студентов высших учебных заведений. Теория и методика физического воспитания и спорта. –М.: Академия. 2010. -420с.
13. Кузнецов В. С. Теория и методика физической культуры. Учебник. –М.: ФКиС, 2012. -416с.
14. Медведев М. А., Смирнов В.М. Физиология и психофизиология. Учебник. МИА. 2015. -616с.
15. Михайлов С. С. Биохимия двигательной деятельности: учебник. - 6 изд. дополн. –М.: Спорт. 2016. -296с.
16. Никитушкин В. Г., Суслов Ф. П. Спорт высших достижений: теория и методика. Учебное пособие. – М.: Спорт. 2017. -252с.
17. Никитушкин В. Г. Многолетняя подготовка юных спортсменов. «Физическая культура». 2010. -278с.
18. Стернин Ю. И. Адаптация и реабилитация в спорте высших достижений. ИнформМед. 2010. -152с.
19. Третьякова Н. В., Андрюхина А. В. Теория и методика оздоровительной физической культуры. Учебное пособие. Спорт. 2016. - 215с.
20. Фискалов В. Д., Чуркашин В. П. Теоретико-методические аспекты практики спорта. Учебное пособие. Спорт. 2016. -186с.
21. Холодов Ж. К., Кузнецов В. С. Теория и методика физической культуры и спорта. 12 изд. испр. – М.: Академия, 2014. -420с.