

**Военный институт физической культуры**

**Л.Г. Шагеева, М.А. Шансков**

**ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ  
ВОЕННО-ПРИКЛАДНЫХ  
ЛОКОМОЦИЙ**

**Учебно-методическое пособие**

**Санкт-Петербург  
2022**

Военный институт физической культуры

Л.Г. Шагеева, М.А. Шансков

**ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ  
ВОЕННО-ПРИКЛАДНЫХ  
ЛОКОМОЦИЙ**

Учебно-методическое пособие

Под общей редакцией В.С. Черного

2-е издание, дополненное

Санкт-Петербург  
2022

УДК 612.76  
ББК 28.707.131  
Ш 15

Рецензенты:  
канд. пед. наук, доцент Аржаков В.В.,  
канд. пед. наук, доцент Марцинкевич Е.Д.

**Шагеева, Л.Г.**

Ш 15 Основы биомеханики военно-прикладных локомоций: учеб.-метод. пособие / Л.Г. Шагеева, М.А. Шансков ; под общ. ред. В.С. Черного; Воен. ин-т физ. культуры. – 2-е изд., доп. – СПб., 2022. – 58 с.

Учебное пособие является вторым дополненным изданием. Оно предназначено обучающимся по специальности служебно-прикладная физическая подготовка. Данное пособие дает возможность понять, как законы реального физического мира могут быть использованы человеком при выполнении двигательных действий, их совершенствовании. Оно позволяет изучить теорию движений человека при выполнении локомоторных действий разного характера, включая особенности военно-прикладной направленности. Кроме этого пособие содержит сведения об элементах статики биологического тела (управление сохранением положения тела). Все представленные материалы соответствуют требованиям ГОСТ по данной специальности.

Пособие будет полезным спортсменам, специализирующимся в легкой атлетике, гимнастике и единоборствах, а также всем интересующимся теорией движений в спорте.

УДК 612.76  
ББК 28.707.131

© Шагеева Л.Г., Шансков М.А., 2022  
© Военный институт физической культуры, 2022

## СОДЕРЖАНИЕ

Введение .....	4
Основные представления о военно-прикладных локомоциях .....	5
Структура локомоций. Шагательные движения .....	11
Биодинамика главной фазы движения в локомоциях .....	16
Основы военно-прикладных действий вращательного характера .....	30
Основы биомеханики метаний и ударов .....	37
Литература .....	58

## ВВЕДЕНИЕ

Военнослужащий в процессе своей профессиональной деятельности постоянно выполняет двигательные действия. Отличительной особенностью этих действий является их целенаправленность. Кроме того, регуляция двигательных действий осуществляется центральной нервной системой и обеспечивается энергией биохимических процессов, происходящих в организме (универсальный носитель энергии – АТФ). Способы достижения поставленной человеком цели корректируются им в зависимости от внешних условий. Наличие регулирующей стороны – «модели потребного общества» (по словам Н.А. Бернштейна) отличает двигательное действие от просто механического движения.

Однако, внешним проявлением любого двигательного действия является механическое движение, которое происходит в реальном мире. Законы этого мира – физические законы хорошо известны, и знание этих законов необходимо человеку для лучшего достижения поставленной цели. Особенно важны эти знания для военнослужащего, т.к. боевую задачу приходится выполнять часто в условиях, совсем не благоприятных с позиций законов механики. Умение использовать законы реального мира, учитывая особенности биологического тела, дает возможность военнослужащему более успешно решать профессиональные задачи.

## ОСНОВНЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ О ВОЕННО-ПРИКЛАДНЫХ ЛОКОМОЦИЯХ

Военно-прикладные действия являются по своей сути **локомоторными**, т.к. человек при выполнении этих действий перемещает звенья своего тела (костные рычаги) путем растяжения и сжатия мышц. Такая работа мышц является **динамической**, она имеет две разновидности – преодолевающая и уступающая. Если силы мышечной тяги перемещают звенья тела в направлении, противоположном направлению действия силы тяжести, то такая работа называется преодолевающей. Если же мышечные силы перемещают звенья тела в направлении действия силы тяжести, то мышечную работу называют уступающей. Все возможные виды работы мышц отражаются в зависимости А. Хилла (Рисунок 1), устанавливающая связь между силой тяги мышцы и скоростью сокращения мышцы.

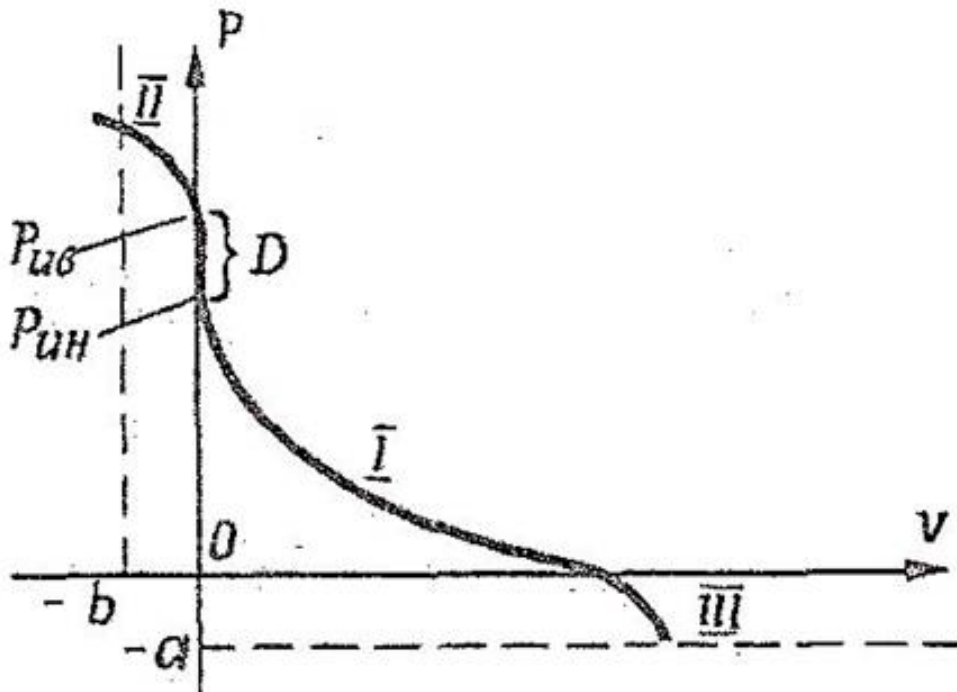


Рисунок 1 – Зависимость А. Хилла (сила тяги мышцы  $P$  – скорость сокращения мышцы  $V = \Delta l / \Delta t$ ) с учетом переменного коэффициента полезного действия (КПД) мышцы. Области I, II и III отражают динамическую работу мышц (обл. I – режим сжатия мышцы, обл. II – режим растяжения мышцы, обл. III – режим резкого сближения концов мышцы); обл. D – отражает статическую работу мышц

Динамическая работа мышц всегда происходит при изменении длины мышцы. В этом случае рассчитать величину этой работы можно как произведение силы тяги мышцы на изменение длины мышцы. На Рисунке 1 представлена зависимость, в которой есть область положительных (обл. I) и отрицательных (обл. II) значений скорости сокращения мышцы ( $V$ ), т.к. изменение длины оценивают как разность между начальной и конечной длиной мышцы. Эта зависимость получена в результате экспериментальных исследований и имеет большое практическое значение. Во-первых, она выявляет тот факт, что мышца, развивая большую силу, не может одновременно быстро сокращаться. Отсюда человек может выполнять либо силовые нагрузки (проявлять силовые качества), либо скоростные нагрузки (скоростные качества). Это лежит и в основе деление на виды спорта. Во-вторых, мышца всегда, работая в режиме растяжения, развивает большую силу, чем при работе в режиме сжатия. Интересным является и факт изменения коэффициента полезного действия мышцы при изменении скорости сокращения мышцы. Экспериментально показано, что при малых и при больших скоростях сокращения мышца теряет много энергии впустую (на теплообразование, трение и т.д.), а наиболее выгодным является режим работы мышцы в диапазоне от 0,2 до 0,4 максимальной скорости сокращения мышцы.

Действия военнослужащего в основном осуществляются именно за счет динамической работы мышц. Так как у военнослужащего всегда есть так называемая **масса отягощения** (обмундирование, оружие и т.д.), для осуществления локомоций ему требуется большая по величине динамическая работа мышц.

Наличие массы отягощения приводит к возникновению системы тел (военнослужащий – отягощение) и изменению геометрии масс такого измененного единого тела. Это значительно усложняет

удержание динамической позы при значительной статической работе мышц, требует дополнительного управления внешними факторами устойчивости – прохождением линии тяжести, высотой расположения общего центра тяжести (ОЦТ), углами устойчивости.

Локомоции военнослужащего носят как наземный, так и водный характер. Их осуществление возможно либо при **отталкивании** от опоры (твердой или водной), либо при **притягивании** к опоре (твердой или водной); часто используется комбинация этих двух способов. В любом из способов необходим обязательный контакт человека (военнослужащего) с опорой. При этом контакте происходит передача движения от человека к опоре и, наоборот, от одного звена аппарата движения другому звену, от звена аппарата движения отягощению. Как следствие этого, вес отягощения в некоторые моменты движения оказывается очень большим, а в какие-то моменты – почти невесомым. Количественно передача движения может быть оценена **количеством движения** (произведение массы тела на скорость его движения). Для тела человека (военнослужащего), которое не является абсолютно твердым, а деформируется постоянно, изменяя свою позу, передача движения происходит и между звеньями опорно-двигательного аппарата. Всегда передача движения сопровождается превращением **механической энергии** из одной формы в другую (энергия положения – потенциальная превращается в энергию движения – кинетическую и наоборот). Такое превращение энергии при локомоциях называют **рекуперацией энергии** (Рисунок 2).





Рисунок 2 – Этапы преобразования энергии при двигательной деятельности человека (по Зациорскому В.М., Алешинскому С.Ю., Якунину Н.А.) → - расходуемая энергия, — →поток рекуперированной энергии, X- суммирование потоков энергии.

Механическая работа включает в себя внешнюю работу (перемещение тела в целом), внутреннюю работу (перемещение звеньев тела). Внешняя работа осуществляется через работу в продольном и поперечном направлении

В рекуперации энергии участвует еще один механизм: мышцы, предварительно растягиваясь или сжимаясь, запасают энергию упругой деформации (разновидность потенциальной энергии), которая затем превращается, например, в кинетическую энергию движения. Доля каждого механизма рекуперации энергии (от тела к опоре – внешняя; от одного звена опорно-двигательного аппарата к другому звену – внутренняя и использование энергии упругой деформации мышц) в

каждой локомоции различна; она определяется **коэффициентом рекуперации**. Величина коэффициента рекуперации зависит, прежде всего, от скорости движения тела. Так при ходьбе на внутреннюю работу по перемещению звеньев двигательного аппарата человек тратит ~60%, а при беге ~40% (Зациорский В.М., Алешинский С.Ю., Якунин Н.А.).

При этом, на соотношение между внутренней и внешней работой при ходьбе и беге влияет скорость перемещения. Так, по данным по G.A. Savagna и M.J. Kaneko (1977) при ходьбе с низкой скоростью, человек тратит на внутреннюю работу 50%, а при повышении скорости в диапазоне 5 – 12,5 км/час эти величины находятся в диапазоне 61 – 65% (Рисунок 3).

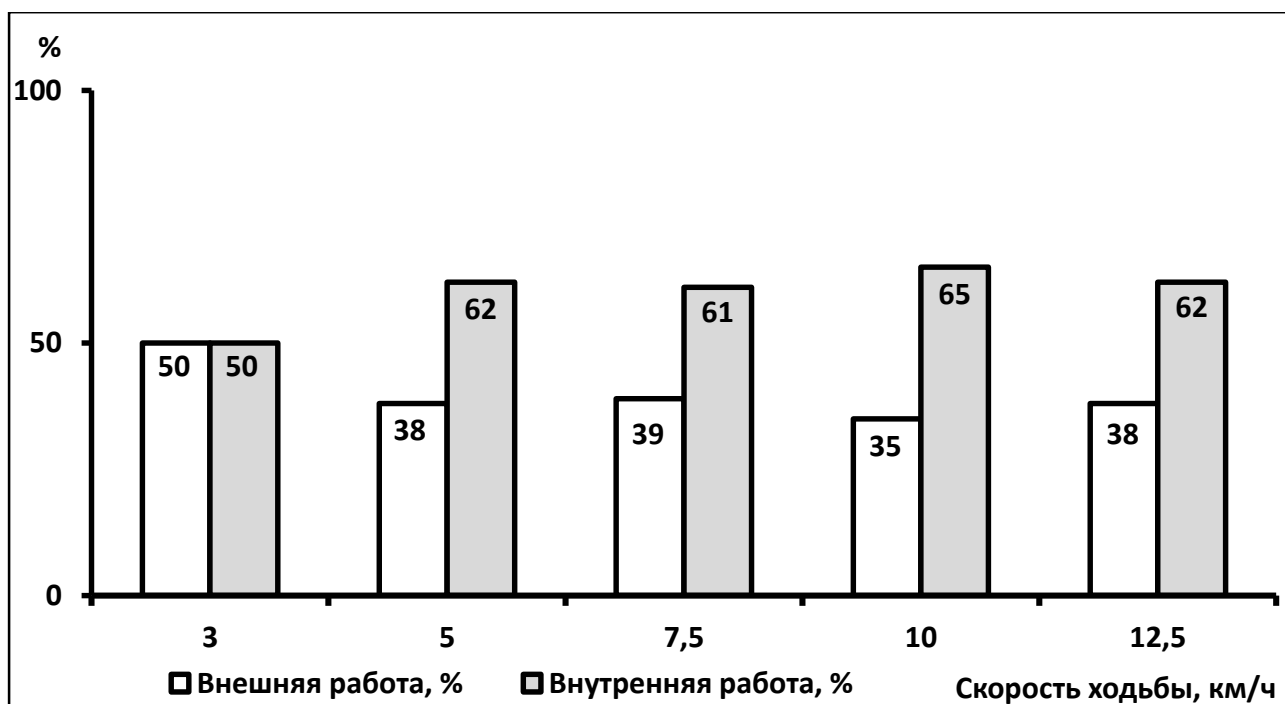


Рисунок 3 – Процент внешней и внутренней работы при разных скоростях ходьбы по G.A. Savagna и M.J. Kaneko (1977)

При беге же отмечается постоянное возрастание доли затрат на внутреннюю работу с увеличением скорости прохождения дистанции. Бег трусцой при скорости 7,5 км/час требует всего 23% на внутреннюю работу, при скорости 20 км/час соотношение между внутренней и

внешней работой уравнивается, составляя 50%. При дальнейшем возрастании скорости внутренняя работа начинает доминировать над внешней. Спринтерский бег на скорости 33 км/час показывает долю внутренней работы уже 63% (Рисунок 4).

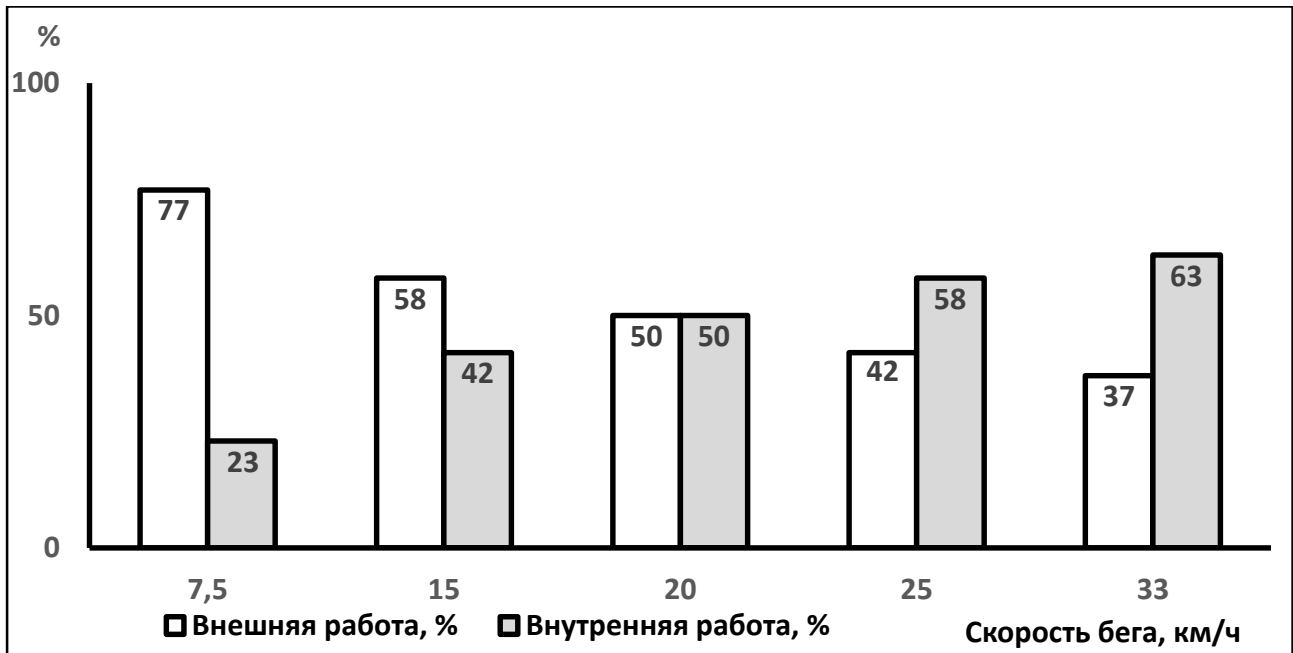


Рисунок 4 – Процент внешней и внутренней работы при разных скоростях бега по G.A. Cavagna и M.J. Kaneko (1977)

Таким образом, чем больше скорость передвижения тела человека при ходьбе и беге, тем большая часть работы затрачивается не на полезную работу по перемещению тела в пространстве, а на перемещение звеньев относительно ОЦМ. Поэтому для совершения двигательных действий мышцы необходимо растянуть, а затем уже они будут приводить звенья тела и тело в целом в движение. В ходьбе возможности для растяжения мышц ограничены даже с увеличением скорости ходьбы. В беге, особенно спринтерском, при разбеге в прыжках в длину, эти возможности существенно выше. Так, например, при установлении мирового рекорда по прыжкам в длину 8 м 90 см в 1968 году на Олимпийских играх в Мехико Роберт Бимон при разбеге достиг длины последнего шага 2,57 см, что позволило ему значительно

растянуть мышцы перед отталкиванием (Рисунок 5).



Рисунок 5 – Последний шаг перед отталкиванием в прыжке в длину, Роберт Бимон, 1968 год.

При скоростных движениях основная работа тратится на разгон и торможение звеньев, т.к. с ростом скорости растут и ускорения движения звеньев.

## **СТРУКТУРА ЛОКОМОЦИЙ. ШАГАТЕЛЬНЫЕ ДВИЖЕНИЯ**

Изучение действий военно-прикладного характера базируется на структурировании этих действий, т.е. делении их на временные элементы движения – **фазы**. Любое локомоторное действие является целенаправленным движением. Тогда для достижения цели локомоции необходимо решить ряд двигательных задач. Например, для того, чтобы

преодолеть ров, необходимо разбежаться. Задача разбега – набрать скорость и, соответственно, кинетическую энергию, которая затем позволит преодолеть значительное расстояние в полете. Затем правильно, под нужным углом выполнить отталкивание, чтобы задать нужную траекторию последующего движения в полете. Задача полета – правильно управлять позой тела, не потерять динамическую устойчивость. При приземлении двигательной задачей является амортизация удара при касании опоры, сохранение динамической устойчивости. Так цель локомоции достигается через реализацию двигательных задач конкретных фаз движения. Если в локомоции повторяются одинаковые фазы движения (соответственно, положения тела), то структура локомоции является **циклической**. В этом случае обязательно определяют цикл локомоции. Так, все наземные локомоции (перебежки, кроссы, марши) осуществляются за счет шагательных движений, циклических по структуре. И циклом таких движений является **один двойной шаг** (или два одиночных шага). Под циклом понимают последовательность двигательных действий между двумя одинаковыми положениями тела. Цикл, в свою очередь, делят на фазы. Каждая фаза выполняет свою двигательную задачу. Часто (исторически так сложилось) большие фазы называют периодами. Так, например, в ходьбе и беге – периоды опоры и переноса ноги (маха); (рис. 6), а в лыжном ходе (классическом) – периоды скольжения и стояния лыжи (Рисунок 6).

Период опоры делят на переднюю опору (амортизацию, двигательная задача которой заключается в «гашении» удара при касании ногой опоры) и заднюю опору (отталкивание, двигательная задача которой – обеспечить возможность дальнейшего перемещения за счет отталкивания от твердой опоры). Границей между ними служит линия вертикали, при которой линия действия силы тяжести приходится

на центр площади опоры.

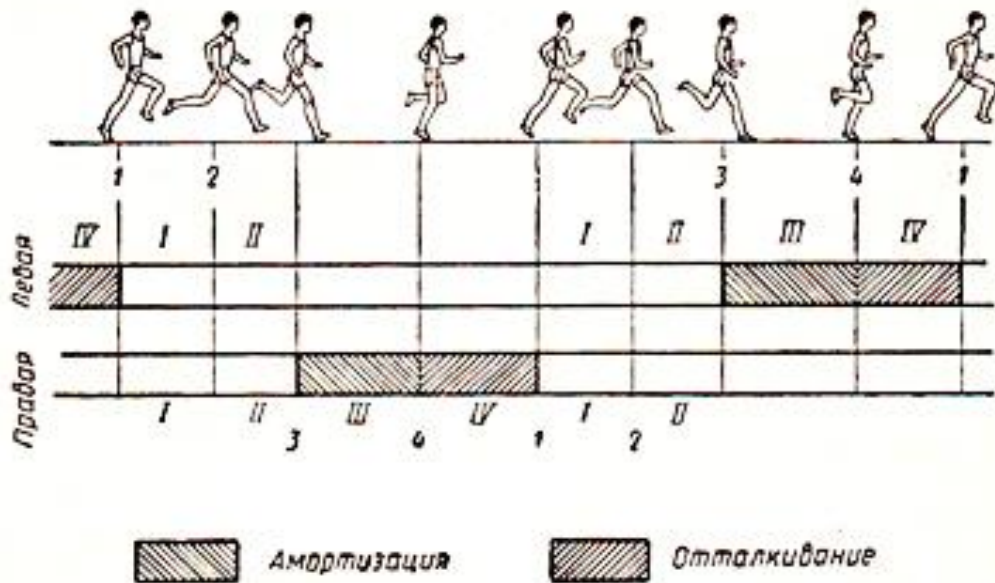


Рисунок 6 – Согласование фаз движения при беге (период опоры – амортизация III и отталкивание IV, период маха – переднего – I и заднего – II).

При беге военнослужащего постановка ноги впереди тела смещена ближе к линии вертикали, т.к. обувь военнослужащего ограничивает возможности использования амортизационных свойств и стопы, и голеностопного сустава. Кроме того, что при такой постановке ноги уменьшается сила удара при контакте с опорой, но еще и увеличивается сила трения сцепления за счет увеличенной нормальной составляющей веса. Период переноса (маха) ноги выполняет двигательную задачу по перемещению ноги из крайне заднего в крайне переднее положение. Расстояние, которое в этой фазе проходит маховая нога, значительно больше расстояния, которое проходит туловище. Поэтому мах ноги делят на **подъем ноги**, при котором маховая нога перемещается до максимально высокого положения центра тяжести ноги за туловищем; **разгон ноги**, при котором маховая нога приобретает большую скорость движения для быстрого прохождения достаточно большого расстояния. В фазе разгона маховая нога приобретает скорость порядка

10 м/с (при этом туловище движется со значительно меньшей скоростью). Приземление на ногу, движущуюся с такой большой скоростью, невозможно, человек упадет, потеряв динамическую устойчивость. Поэтому следующая фаза – **торможение ноги** выполняет задачу снижения скорости маховой ноги и приближение ее к скорости движения туловища. Только затем осуществляется **опускание ноги**. Подъем ноги и разгон ноги создают период заднего маха, а торможение и опускание – период переднего маха. **Главной** всегда является та фаза, в которой реализуется способ осуществления локомоции. При шагательных движениях это отталкивание. В циклических локомоциях всегда возникает вопрос о согласовании фаз движения (например, в беге наложение маха одной ноги на мах другой ноги создает полет; а при ходьбе – наложение опоры одной ноги на опору другой создает двухопорное положение, которое чередуется с одноопорным). Согласование фаз движения при ходьбе и беге с разной скоростью представлено на Рисунке 7.

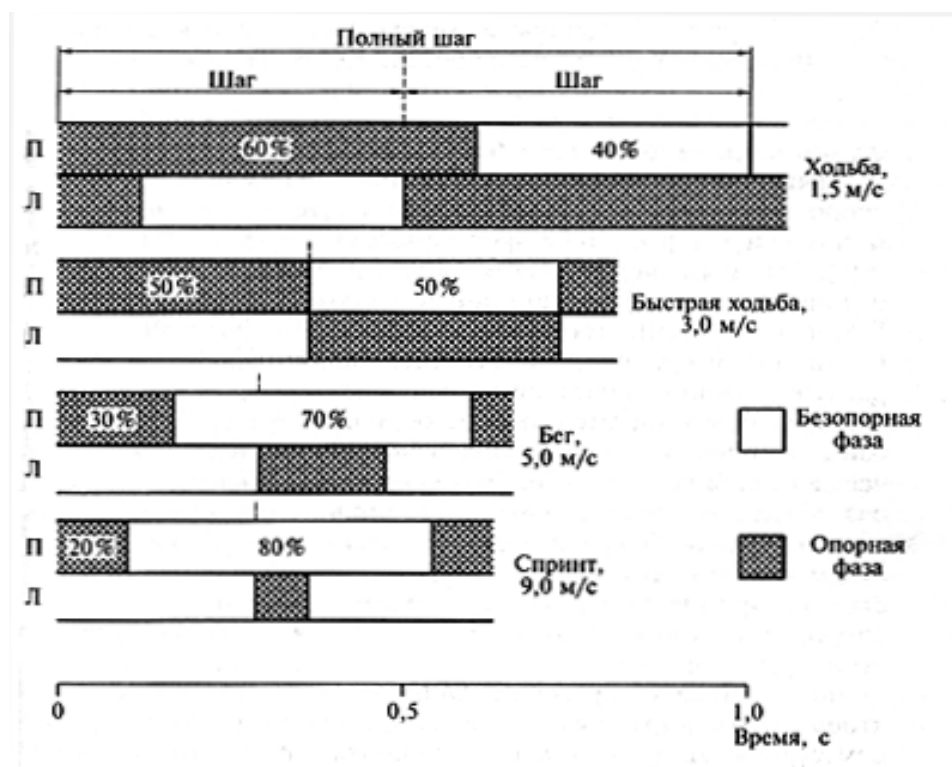


Рисунок 7 – Согласование фаз движения (ритмотемповые характеристики) ходьбы и бега (по Попову Г.И.); п – правая нога, л – левая нога

Длительность опорной и безопорной (маховой) фаз движения представлена в процентах от длительности шага: с увеличением скорости ходьбы уменьшается длительность двухопорного положения; при беге рост скорости приводит к увеличению длительности полета.

Особенно сложным является согласование фаз движений при участии верхних и нижних конечностей (например, в лыжном ходе) (Рисунок 8).

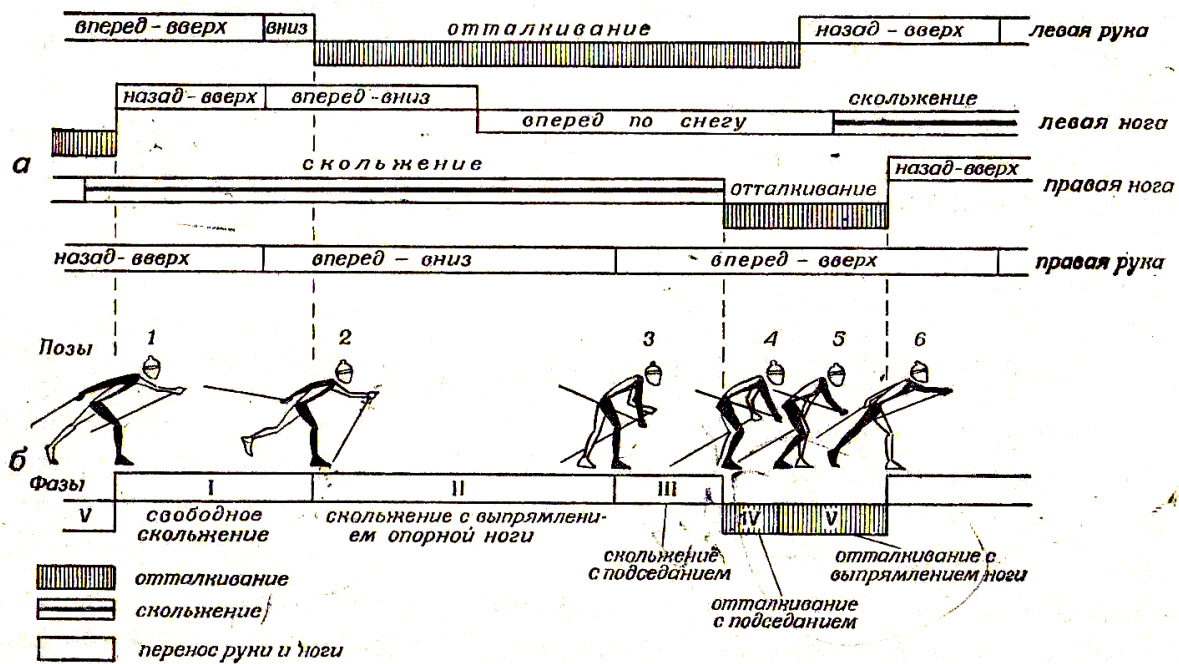


Рисунок 8 – Согласование фаз движения верхних и нижних конечностей в скользящем шаге на лыжах (по Гроссу Х.Х.)

Период **стояния лыжи** является главным в классическом лыжном ходе, т.к. именно в нем осуществляется отталкивание от твердой опоры (такова его двигательная задача). **Скольжение** – второстепенный, но весьма значимый период, т.к. за счет этого периода происходит значительное перемещение человека в пространстве. Отталкивание (в периоде стояния лыжи) имеет фазу **отталкивания с подседанием**, двигательной задачей которой является запастись энергией упругой деформации скелетными мышцами нижних конечностей, которая затем



в фазе **отталкивания с выпрямлением ноги** позволит увеличить силу отталкивания. В периоде скольжения фаза **свободного скольжения** выполняет задачу максимально возможного перемещения в пространстве. Однако, ввиду трения, скользить бесконечно невозможно. Поэтому при снижении скорости возникает задача уменьшить силу трение скольжения и продлить перемещение. Эта задача реализуется в фазе **скольжения с выпрямлением опорной ноги**. Когда возможности снизить потери скорости полностью использованы, возникает потребность прекратить движение (остановить быстрее лыжу) для последующего отталкивания. Эта двигательная задача реализуется в фазе **скольжения с подседанием**.

При коньковом лыжном ходе механизм отталкивание иной: толчок осуществляется путем врезания ребра лыжи в снег. Так, определяя двигательную задачу каждой фазы движения, человек формирует у себя представления о том, как правильно выполнять конкретную фазу движения и как совершенствовать ее.

При обучении локомоторным действиям и совершенствовании их понятие о структуре и согласовании фаз движений являются базовыми, при этом в первую очередь рассматривается и осваивается главная фаза локомоции – всегда опорная.

## **БИОДИНАМИКА ГЛАВНОЙ ФАЗЫ ДВИЖЕНИЯ В ЛОКОМОЦИЯХ**

Движение человека (военнослужащего) обеспечивается, конечно, силами мышечной тяги. Однако, в настоящее время нет методов прямого измерения сил мышечной тяги на живом объекте (косвенно ее оценивают по изменению величины кожного биопотенциала

скелетных мышц – электромиография). Поэтому измеряют силы внешнего характера – составляющие силы отталкивания, которые характеризуют условия реализации движущих сил мышечной тяги. А эти условия могут быть лучшими или худшими для сил мышечной тяги. При изучении внешних сил с помощью тензодинамометрии измеряют горизонтальную и вертикальную составляющие силы отталкивания (или притягивания) (Рисунок 9).

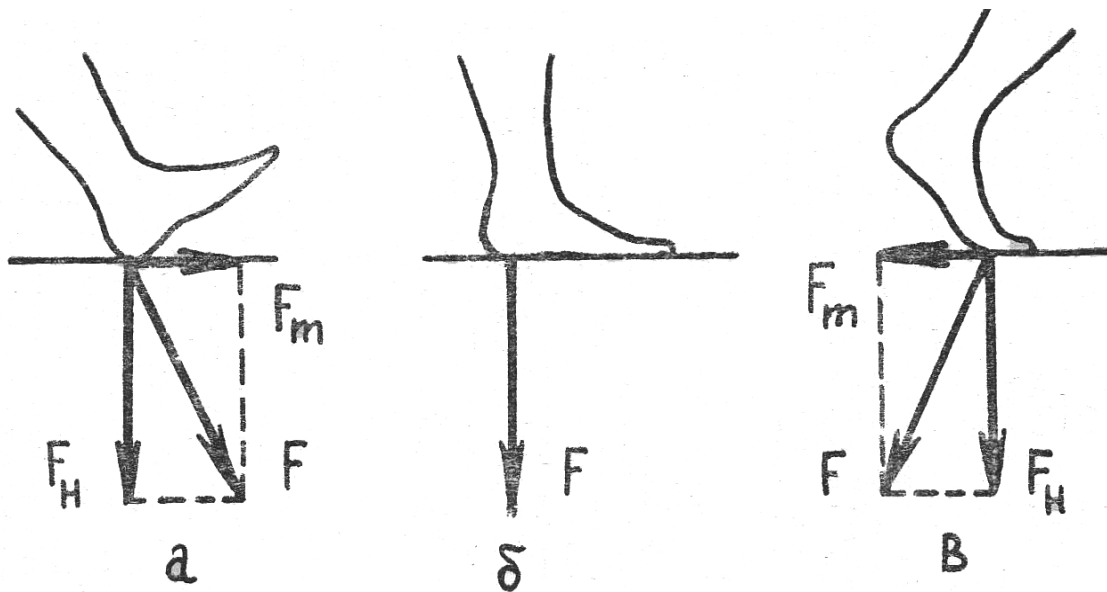


Рисунок 9 – Горизонтальная ( $F_m$ ) и вертикальная ( $F_v$ ) составляющие при амортизации (а), линии вертикали (б), отталкивании (в)

В реальном физическом мире **сила**, как мера действия одного тела на другое, всегда направлена либо вертикально вниз (сила тяжести, веса, и.д.), либо вдоль соприкасающихся поверхностей (сила трения), противоположно направлению движения (сила инерции). В механике сущность этих сил известна, экспериментально полученные формулы отражают зависимости этих сил от соответствующих параметров.

Так, **сила трения сцепления** – горизонтальная составляющая силы отталкивания – зависит от коэффициента трения сцепления ( $\mu$  тр. сцепл), который характеризует свойства соприкасающихся поверхностей, и от нормальной составляющей динамического веса ( $P$  N дин.). Динамический вес возникает как следствие изменения позы

человека, находящегося на опоре, при этом ОЦТ человека либо приближается к опоре, либо удаляется от нее. Нормальная составляющая динамического веса представляет собой составляющую, действующую перпендикулярно поверхности соприкосновения. Сила трения сцепления приложена к центру давления на опору и направлена вдоль поверхностей соприкосновения.

$$\vec{F} \text{ тр. сцепл.} = \mu \text{ тр. сцепл.} * \vec{P} \text{ Н дин.}$$

Вертикальная составляющая силы отталкивания – **динамический вес** – определяет меру действия на опору тела, осуществляющего движение на этой опоре. Такое движение, происходит с **ускорением** и является причиной возникновения **силы инерции**. Величина этой силы определяется произведением массы тела на ускорение тела со знаком минус. Таким образом, сила инерции характеризует противодействие со стороны тела на ускоряющую силу. Для биологического тела сила инерции складывается из сил инерции отдельных звеньев тела: ускорения звеньям придают силы мышечной тяги, в ответ на это и возникают силы инерции отдельных звеньев.

$$\vec{F} \text{ инерции} = -\vec{a} * m = \Sigma \vec{F} \text{ инерции } i \text{ звеньев биологического тела}$$

Силы инерции играют определяющую роль в управлении силой отталкивания. Они возникают, прежде всего, при маховых движениях свободных конечностей (руки), но и закрепленные конечности (ноги) при сгибании в суставах и приближении или удалении ЦТ ноги и туловища к опоре создают силы инерции.

Тогда динамический вес тела определяют как сумму веса статического и силы инерции:

$$\vec{P} \text{ дин.} = \vec{P} \text{ стат.} + \vec{F} \text{ инерции}$$

Всегда в локомоциях военнослужащего отражается факт наличия у человека **отягощения** (военная форма, оружие и т.д.). Масса отягощения приводит к тому, что мышечные усилия, которые обеспечивают перемещения в пространстве, требуются большие по величине. А, следовательно, и возникающие силы инерции тоже будут большими по величине. В этом случае необходимость в активных (резких) движениях является весьма ограниченной (т.к. эти силы инерции будут «отяжелять» вес отягощения).

Локомоции военно-прикладного характера не предусматривают **стандартизацию** условий внешней среды как контактного характера (требования к поверхности, по которой перемещается военнослужащий), так и условий окружающей среды (ветер, дождь, снег и т.д.). Все это приводит к тому, что зачастую сила трения сцепления оказывается недостаточной для обеспечения хорошего отталкивания. В этом случае военнослужащий вынужден изменять технику перемещения (варьировать давление на опору в вертикальном направлении – нормальную составляющую динамического веса). При этом **проблемы шагательных движений** – ударные нагрузки при передней опоре и проскальзывание стопы в начале и конце опоры при локомоциях военно-прикладного характера проявляются очень резко.

Каждая постановка ноги на опору при ходьбе и беге является своеобразным ударом (Рисунок 10). Ударные волны, распространяясь по телу, могут в конечном итоге привести к повреждениям опорно-двигательного аппарата.

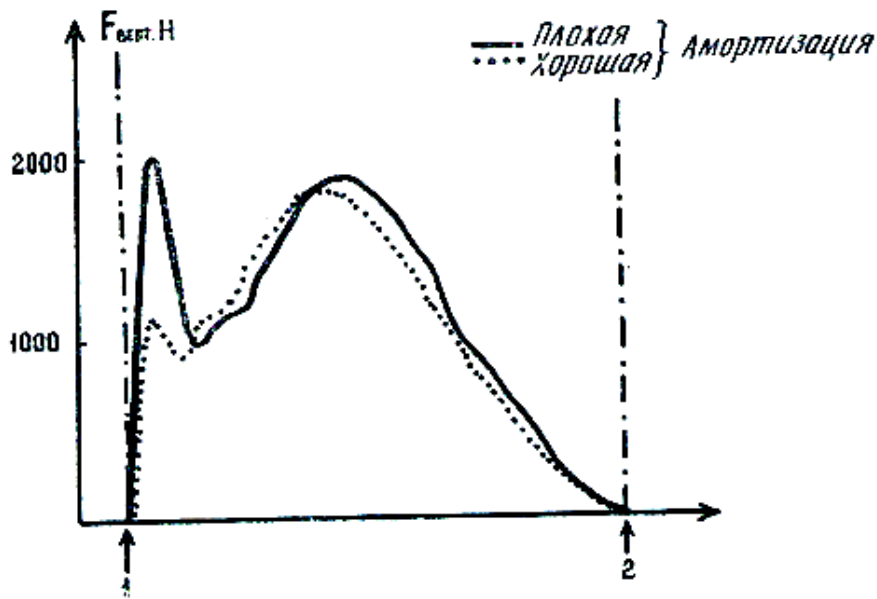


Рисунок 10 – Зависимость вертикальной составляющей силы отталкивания от времени; моменты времени 1 и 2 моменты начала и окончания опоры (по Nigg, 1980)

Эволюционно самая хорошая амортизация при передней опоре в шагательных движениях наблюдается в случае перемещения человека босиком по мягкой земле. В этом случае стопа человека работает как рессора за счет своих сводов (пяти продольных и поперечного), а поверхность опоры является достаточно мягкой. Изменение свойств поверхности опоры (деревянное, асфальтовое, бетонное покрытие) приводит к возникновению ударной нагрузки при передней опоре. Этот эффект усиливается при использовании обуви, которая чаще всего исключает из работы своды стопы как рессоры и имеет жесткую подошву. Данные ударные нагрузки повторяются многократно при ходьбе и беге (шагательных движениях) и приводят к патологическим изменениям аппарата движения. Исследования английских ученых показали, что эти ударные нагрузки вызывают нарушения обмена веществ хрящевой ткани суставов, изменения архитектуры костей, ведут к артрозам. Уменьшить величину ударной нагрузки можно при правильном согласовании свойств поверхностей опоры и подошвы обуви или изменении техники перемещения (например, мягкая

«кошачья» походка). Последнее реализуется при использовании механизма гашения удара при дополнительном сгибании в суставах нижних конечностей и туловища (амортизирующие движения), активном развороте таза и уменьшение высоты ОЦТ тела в предшествующем безопорном положении ноги (техника оздоровительной ходьбы и бега – Донской Д.Д.). Данная проблема имеет особые проявления: ударная нагрузка (точка ее приложения – центр давления на опору) приходится при типичном варианте ходьбы и бега на пяточную кость стопы. Это приводит к тому, что большая по величине ударная сила имеет точку приложения в области латеральной стороны пяточной кости и направление действия - не вдоль голени, а под некоторым углом к оси голени (Рисунок 11).

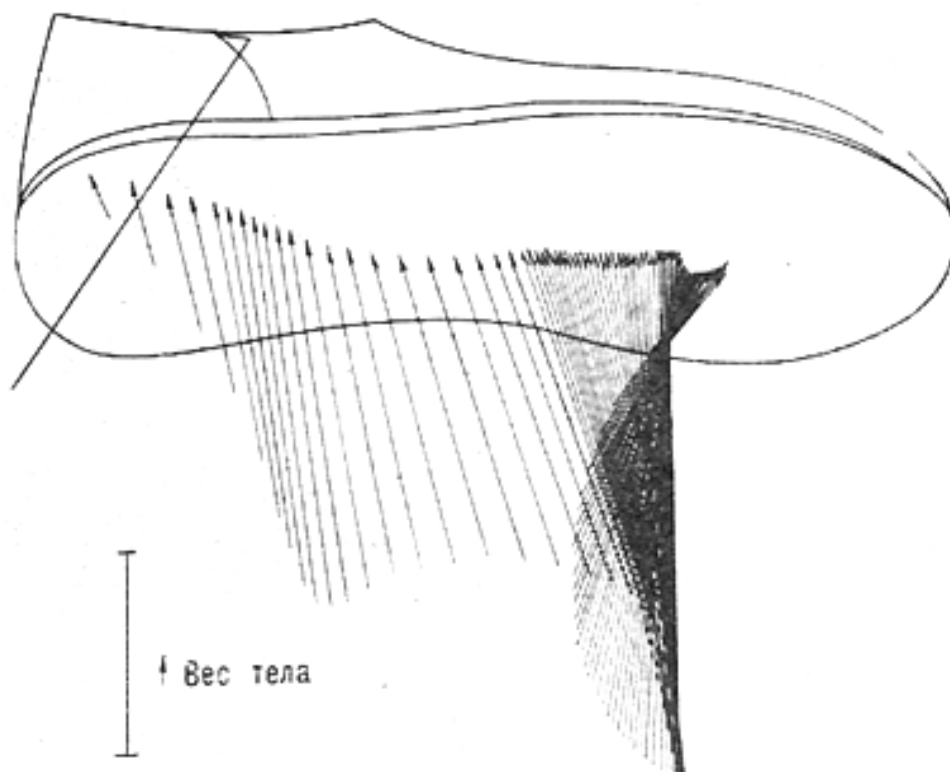


Рисунок 11 – Изменение силы опорной реакции при медленном беге. Сила давления на опору при ходьбе изменяется по величине, направлению и точке приложения

Данный факт создает повышенную вероятность получения травмы в этот момент движения (например, разрыв ахиллова сухожилия). При дальнейшей опоре – прохождении линии вертикали и последующем отталкивании – точка приложения силы опорной реакции изменяет свое местоположение, т.е. смещается к большому пальцу стопы (Рисунок 12)

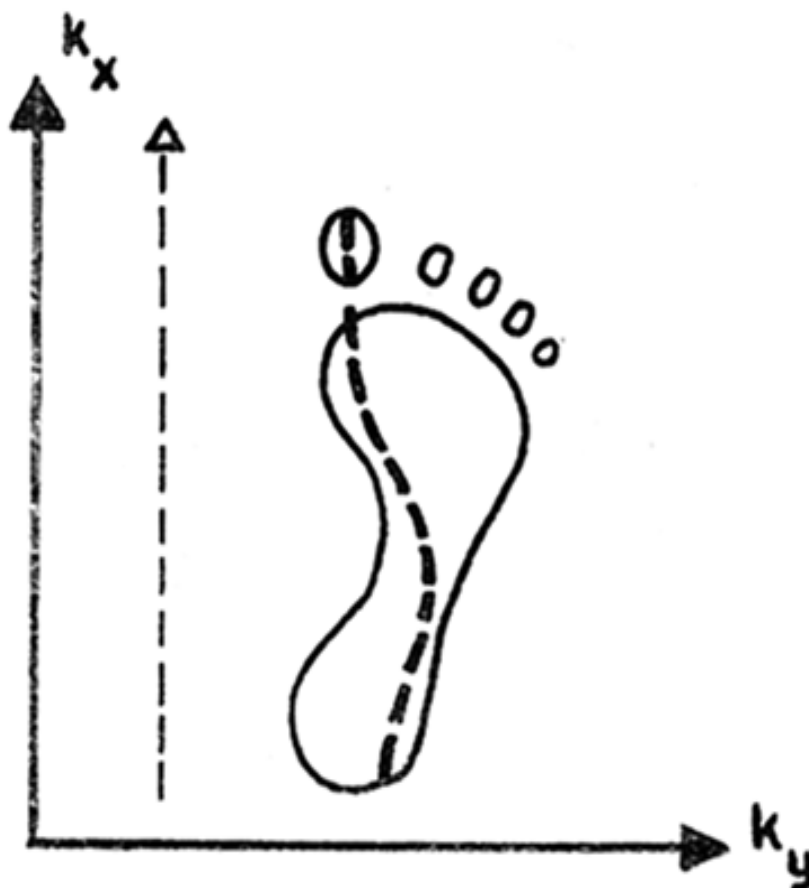


Рисунок 12 – Перемещение центра давления на опору при ходьбе

Следует обратить внимание еще на тот факт, что величина давления на участки стопы зависит от высоты каблука. Распределение парциальных нагрузок в здоровой стопе при стоянии примерно соответствует соотношению: задний отдел 56%, передний отдел 44% (по Маркс В.О., 1978). Применение обуви с различной высотой каблука приводит к перераспределению нагрузок, действующих на передний и задний отделы стопы (Рисунок13).

Экспериментально установлено, что пользование обувью с высотой каблука до 5 см не сопровождается перегрузкой передних отделов стопы. Высота каблука свыше 5 см приводит к такой перегрузке, а также изменяет характеристики ходьбы (уменьшается длина шага, угол разворота стоп и т.д.). Эти данные согласуются с результатами электромиографических исследований: наименьшая активность икроножной и передней большеберцовой мышц зарегистрирована при ходьбе в обуви с высотой каблука от 2 до 4 сантиметров.

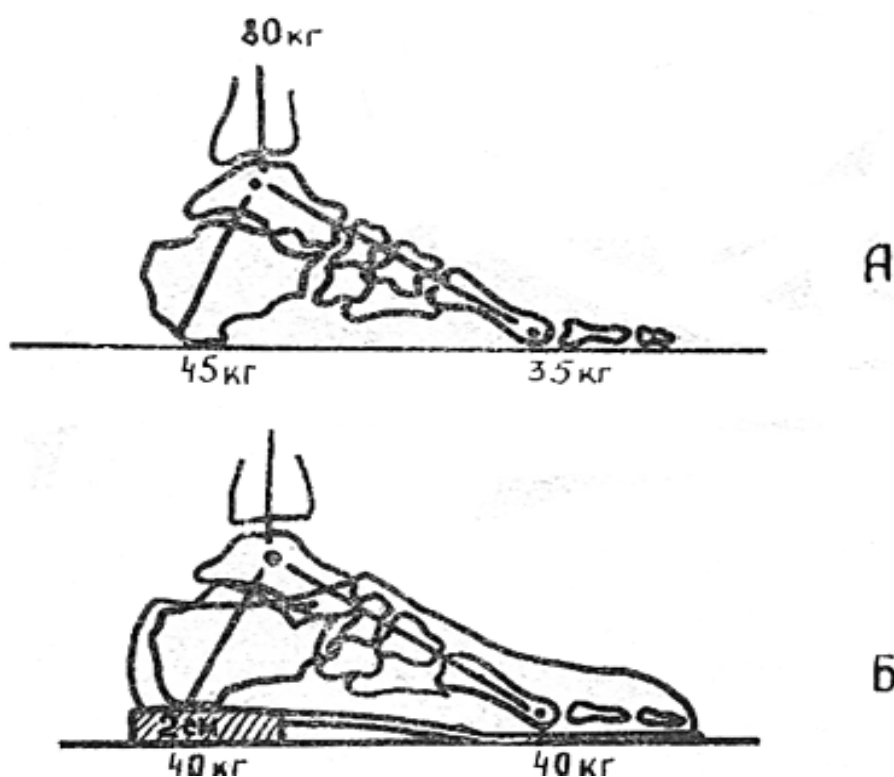


Рисунок 13. Распределение парциальных нагрузок в здоровой стопе:  
а – без обуви, б – в обуви с высотой каблука 2 см

Вторая проблема, всегда возникающая при шагательных движениях, – проскальзывание стопы в начале и в конце фазы опоры. Данная ситуация вызвана недостаточным сцеплением подошвы обуви с поверхностью опоры. Она количественно определяется соотношением горизонтальной составляющей силы отталкивания к ее вертикальной



составляющей.

Степень безопасности (с точки зрения вероятности поскользнуться) оценивается коэффициентом безопасности (**К без.**):

$$\mathbf{К\ без.} = \frac{\vec{F}_m}{\vec{F}_H}$$

При ходьбе и беге ни коэффициент трения сцепления (**μ тр.сцепл.**), ни отношение **F<sub>m</sub>:F<sub>H</sub>** не являются постоянными величинами. Коэффициент трения может изменяться из-за формы стопы, скажем, большего или меньшего «впивания» пальцев в стельку обуви. Отношение **F<sub>m</sub>:F<sub>H</sub>** зависит от характера ходьбы (при ходьбе маленькими шагами это соотношение уменьшается – именно так стараются ходить люди по скользкой поверхности) и от индивидуальных особенностей человека. Типичная картина изменения

**F<sub>m</sub>:F<sub>H</sub>** (**F<sub>гор.</sub>: F<sub>верт.</sub>**), зарегистрированная при ходьбе, приведена на Рисунке 14.

Из рисунка видно, что травмоопасными являются две ситуации, соответствующие первому и последнему моментам опоры – экстремумам на графике. Первая возникает в момент касания опоры стопой. Эта ситуация наиболее опасна, ибо, поскользнувшись, человек падает в данном случае на спину. Вторая травмоопасная ситуация возникает при завершении отталкивания. В этом случае сохраняется больше шансов сбалансировать и смягчить падение руками. Коэффициент трения между обувью и опорой должен быть при обычной ходьбе не менее 0,3, а при быстрой ходьбе – не менее 0,4 (Carlsoo, 1975) с позиций травмоопасности.

Особая ситуация возникает при занятиях служебно-прикладной подготовкой: должны обеспечиваться два подчас противоречивых требования – безопасность и возможность демонстрации высоких результатов. Сцепление между покрытием и обувью должно быть

достаточно большим, чтобы исключить возможность проскальзывания, но и не снижать результативность. С другой стороны, излишнее сцепление может привести, например, при внезапной остановке, к фиксации стопы на опоре и появлению крутящего момента силы в суставах опорной ноги, что приводит к перегрузке элементов опорно-двигательного аппарата и травмам.

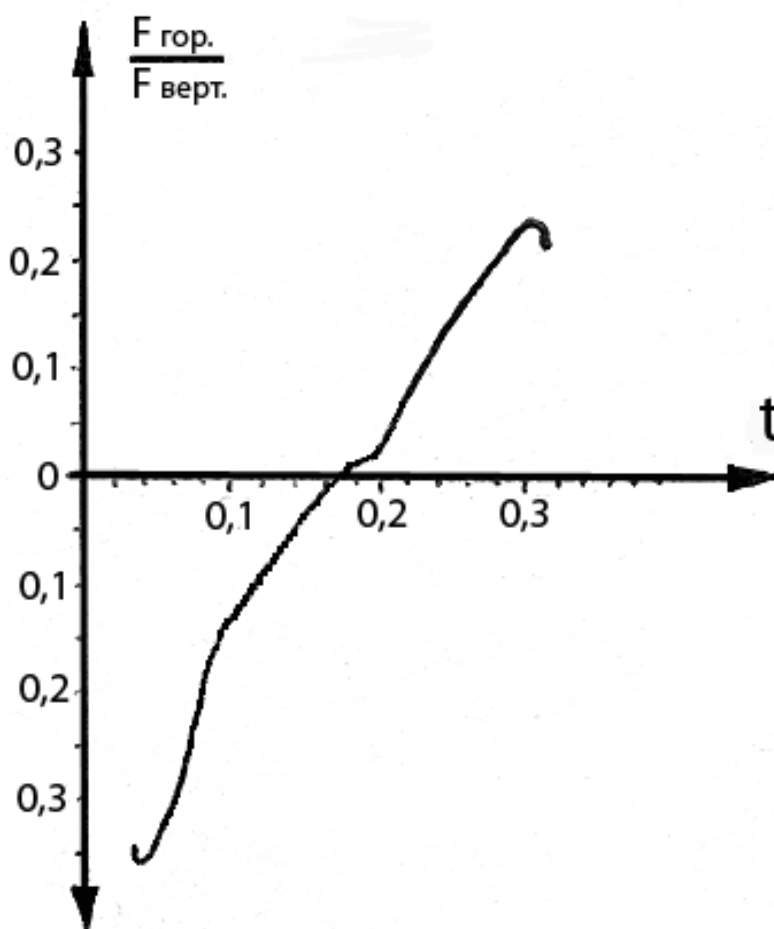


Рисунок 14 – Зависимость отношения горизонтальной составляющей силы отталкивания к вертикальной составляющей (получены при скорости ходьбы около 7 км/час по Каткову А.А.)

Немецкими учеными (Deutsche Normen, 1978) разработаны стандартные требования к коэффициенту трения для спортивных площадок. Так для легкой атлетики больше 0,5 при влажном покрытии, больше 0,8 при сухом; для спортивных игр – не менее 0,5 при влажном покрытии и не менее 1.1 при сухом покрытии. Данные требования

следует учитывать при подготовке спортивных площадок, используемых при служебно-прикладной подготовке военнослужащих. Следует отметить, что к спортивным площадкам предъявляются еще, по меньшей мере, два требования: они не должны повреждаться под действием обуви занимающихся и структура поверхности не должна быть настолько шероховатой, чтобы при падении возникали повреждения кожи.

При выполнении военно-прикладных локомоций отсутствует и стандартизация условий внешней среды (метеоусловий) – ветер, дождь, снег и т.д. Это приводит к тому, что сила действия окружающей среды, например, ветер, будет либо препятствовать перемещению военнослужащего (движение против ветра), либо способствовать ему.

Характеристика сил (биодинамика) при движении на лыжах (классический ход) по своей физической сути такая же, как при шагательных движениях любого наземного характера. Составляющими силы действия на опору являются сила трения (сцепления и скольжения для разных фаз) и динамический вес. В этом случае величина коэффициента трения (сцепления и скольжения) задается свойствами снежного покрытия, на котором отражаются температура и влажность воздуха. Это учитывается при выборе лыжной смазки. При этом при скольжении работают поверхности концов лыж, а при отталкивании – подколодочная часть лыжи; требования к их поверхностям различны.

В случае **водных** локомоций человек находится постоянно в достаточно плотной водной среде в горизонтальном положении. Это вызывает некоторое затруднение в работе органов дыхания: смещение органов брюшной полости оказывает препятствие работе диафрагмы как основной мышцы вдоха. Возможность перемещения человек осуществляет за счет гребковых движения. Эти движения по структуре являются циклическими. Каждый гребок имеет фазу захвата воды

(**притягивание** к воде) и **отталкивания** от воды; в некоторых стилях плавания существует и фаза проноса руки (над водой), входа в воду и выхода из воды (Рисунок 15).

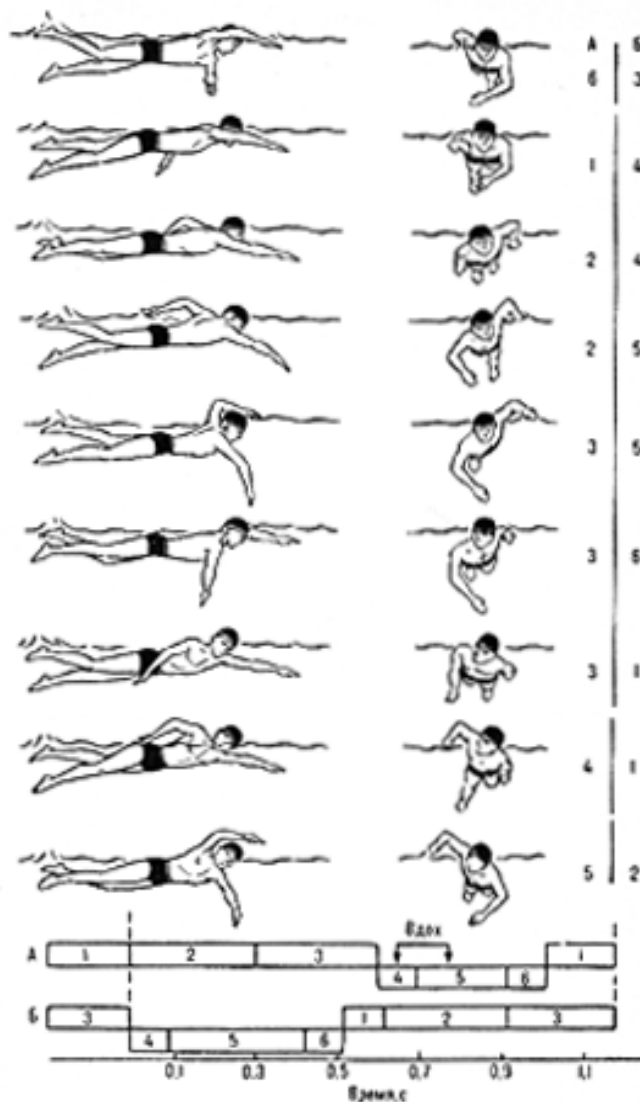


Рисунок 15 – Структура движений при плавании вольным стилем  
(по Каунсилмену, 1971, Булгаковой, 1984).

А и Б – фазы движений правой и левой руки: 1 – захват, 2 – подтягивание, 3 – отталкивание, 4 – выход из воды, 5 – движение над водой, 6 – вход в воду

**Еще одной** отличительной особенностью военно-прикладных локомоций является **непостоянство двигательной задачи**, ее изменение по боевой обстановке. Если спортсмен, выполняя легкоатлетический бег, четко знает, где старт, где финиш, то для военнослужащего цель ясна – перемещение к конкретной точке

пространства, но способ достижения цели (траектория движения) будет постоянно изменяться в зависимости от боевой обстановки. Успешное решение боевой задачи требует от военнослужащего умения быстро переключаться и быстро выполнять задачу в измененных условиях. Первое количественно определяется латентным периодом т.е. временем от момента действия раздражителя (зрительного или звукового) до момента начала измененного движения, а второе – скоростью реакции, т.е. временем выполнения действия в измененных условиях.

В воде на человека (военнослужащего) действует гидростатическая сила (сила Архимеда), которая обеспечивает плавучесть тела. Эта сила приложена к центру объема тела и направлена вертикально вверх. Часто эту силу называют подъемной силой. При движении в воде появляется гидродинамическая сила действия среды. Она приложена к центру поверхности тела и направлена противоположно движению. Схематично эти две составляющие представлены на Рисунок 16.

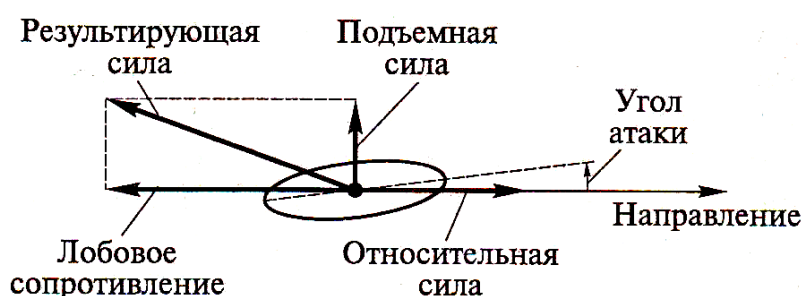


Рисунок 16 – Схема возникновения силы действия воды через гидростатическую (подъемную) и гидродинамическую (лобовое сопротивление) составляющие; угол атаки определяется как угол между продольной осью тела человека и направлением движения

Гидродинамическая сила (лобовое сопротивление) состоит из трех неравноценных составляющих: сопротивления **вязкого трения**,

сопротивлением **волнообразования** и сопротивлением **формы**.

Сопротивление вязкого трения обусловлено элементарным трением частиц воды о поверхность движущегося тела. Сопротивление волнообразования обусловлено возникновением при движении разного гидродинамического давления впереди и за движущимся телом. Вследствие этого слои воды перемещаются из зоны повышенного давления в зону пониженного, образуя завихрения за движущимся телом. Сопротивление формы играет определяющую роль при активном плавании; на ее долю приходится до 90% от гидродинамической силы действия среды. Величина сопротивления формы зависит от коэффициента, отражающего геометрическую форму тела (**К сопр. формы**), от плотности воды ( **$\rho$** ), поперечного сечения тела (**S попер. сеч.**) и относительной скорости движения тела (с учетом скорости движения среды):

$$\vec{F} \text{ сопр.формы} = K \text{ сопр.формы} * \rho * S_{\text{попер.сеч.}} * \vec{V}^2 \text{отн.} / 2$$

Роль силы действия воды при плавании является двойкой: по отношению к телу в целом – это тормозящая сила, а при выполнении гребка (обеспечении отталкивания от водной среды) – положительная. И тогда управление силой гребка основано на управлении лобовым сопротивлением, которое человек осуществляет за счет изменения угла тангажа и скорости движения кисти в разных фазах гребка (Рисунок 17).

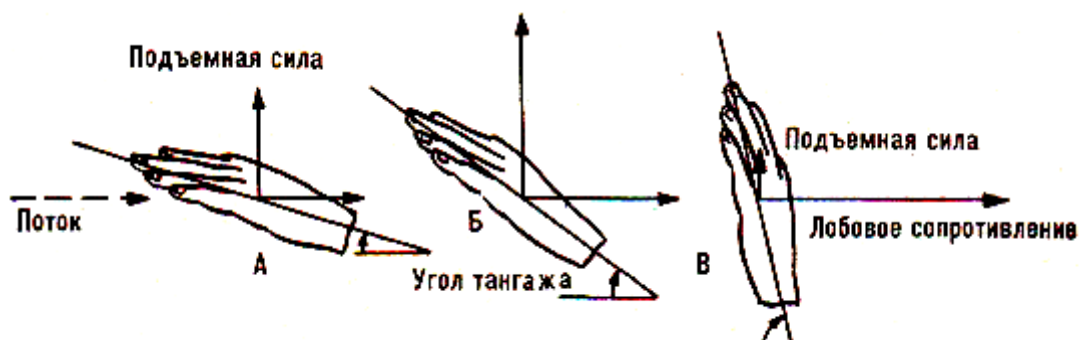


Рисунок 17 – Взаимодействие подъемной силы и гидродинамической силы действия воды (лобового сопротивления) в разные моменты гребка

## ОСНОВЫ ВОЕННО-ПРИКЛАДНЫХ ДЕЙСТВИЙ ВРАЩАТЕЛЬНОГО ХАРАКТЕРА

Особую группу военно-прикладных локомоций составляют движения вокруг осей (упражнения на перекладине, брусках, батуте, кувырки и т.д.). Эти движения часто осуществляются как ограниченно-вращательные (колебательные) и происходят всегда вокруг осей (внешних или внутренних). Внешние оси всегда связаны с вращающимся телом и выполняют функцию удержания тела на криволинейной траектории движения. Движения вокруг внешних осей являются опорными вращениями, как например, упражнения на перекладине, на брусках, кувырки.

Движения вокруг внутренних осей – безопорные вращения происходят вокруг, так называемых, мгновенных осей. Местоположение внутренней оси постоянно изменяется, но всегда проходит через точку ОЦТ тела (соскоки с перекладины, прыжки на батуте и т.д.). Динамика движений вокруг осей более сложна, чем динамика поступательных по характеру движений. Классический пример опорного вращения – большой оборот на перекладине, строго говоря, невозможен без элемента поступательного движения. Траектория движения общего центра тяжести тела (ОЦТ) при этом движении не является окружностью: в некоторые моменты движения ОЦТ приближается к оси перекладины, а в какие-то моменты – удаляется от нее. Это дает возможность возникновения дополнительных сил (Кориолиса), которые способствуют выполнению полного оборота (Рисунок 18 б).

Возможность выполнять вращательное движение связана с возникновением **момента силы**. Он появляется всегда, когда линия действия силы выходит за край площади опоры; в этом случае

возникает плечо силы (Рисунок 18, а и в).

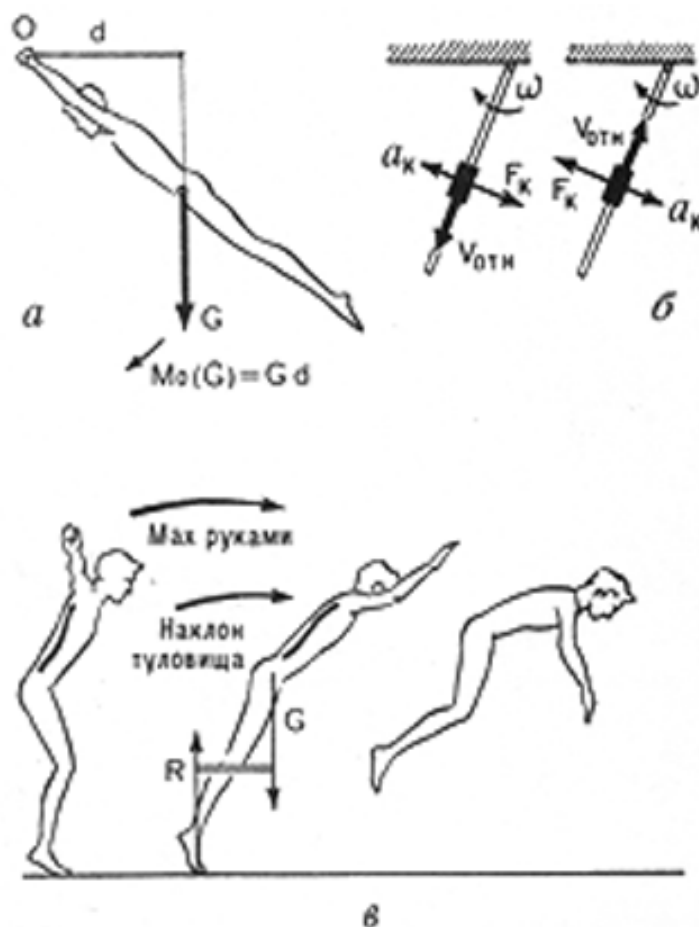


Рисунок 18 – Создание момента силы тяжести  $M_o(\mathbf{G})$  при верхней (а) и нижней (в) опорах;  $\mathbf{R}$  – плечо силы тяжести; б – сложное (составное) движение

В случае безпорных вращений момент силы рассматривают при делении тела человека на две половины, одна из которых оказывается опорной для второй половины. Кроме момента силы, который задает быстроту вращения, всегда существует при вращениях и **центростремительная сила**, которая обеспечивает криволинейную траекторию движения, не влияя на быстроту вращения. Центростремительная сила всегда выражается в конкретных физических силах: так, при раскачивании на перекладине – это часть опорной реакции перекладины, а при резких поворотах на некотором радиусе движения – это сила трения в боковом направлении. Таким



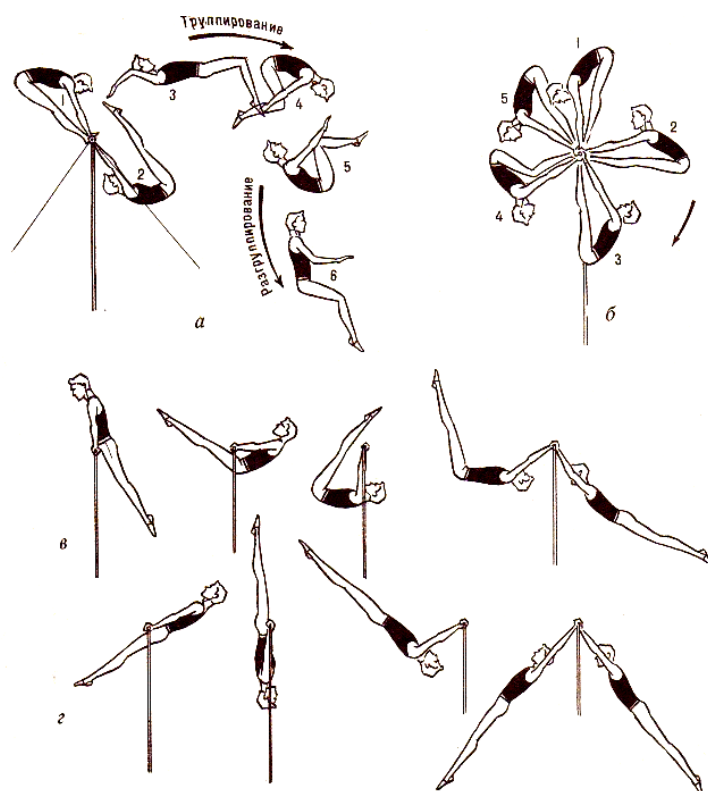
образом, при вращении на человека всегда действуют две силовые характеристики: одна определяет быстроту вращения, создавая при этом момент силы (вращающий момент), а вторая – обеспечивает криволинейную траекторию движения, не влияя на быстроту вращения.

Особенность вращательного движения отражается и в масс-инерционной характеристике тела. Ею является **момент инерции тела**, т.е. произведение массы тела на квадрат радиуса инерции (расстояние от оси вращения до центра массы тела). Это очень важная характеристика тела при вращении, т.к. человек, изменяя свою позу, активно изменяет момент инерции тела и либо убыстряет вращение (как при группировке), либо замедляет его (при разгруппировке). Таким образом, человек активно управляет быстротой вращения. В целом вращательные движения изучаются также при разделении их на временные элементы. Однако, более значимым при вращениях является разложение всего движения на способы управления. Это позволяет при овладении вращательными движениями выявлять конкретный способ управления, который недостаточно хорошо выполняется. Данный подход базируется на применении понятия – **кинетический момент**. Кинетический момент является аналогом количества движения при поступательном характере движения; он определяет способность тела передавать другому телу механическое движение в виде вращательного. Количественно кинетический момент равен произведению момента инерции тела на угловую скорость. По законам реального мира, если тело совершает безопорное вращение, то общий кинетический момент этого тела остается неизменен (закон сохранения кинетического момента). Тогда, сформулированные В.Т. Назаровым способы управления вращениями делят на группу с изменением общего кинетического момента тела (реализуются при опорных вращениях) и группу без изменения общего кинетического

момента. При любом из способов управления должен возникать момент силы тяжести, который будет причиной начала или изменения вращения.

К первой группе относятся способы с изменением позы при верхней и нижней опоре. При верхней опоре – это, например, из положения виса изменение величины межсуставного угла в тазобедренном суставе при сгибании. Такое изменение позы позволит вывести линию действия силы тяжести (точка приложения этой силы – ОЦТ тела) за край площади верхней опоры, появится плечо силы тяжести и возникнет момент силы тяжести, который и обеспечит начало раскачивания в висе. Кстати, создать момент силы тяжести при верхней опоре можно и без изменения позы при воздействии внешней силы, которая отклонит тело до положения, при котором линия тяжести выйдет за край площади опоры. При нижней опоре данный способ позволит при изменении позы и выведении линии силы тяжести за край площади опоры выполнить кувырок (Рисунок 19).

Управление вращениями безопорного характера основано на сохранении общего кинетического момента, который перераспределяется между звеньями тела при изменении позы в полете. Это происходит при группировках и разгруппировках (например, при выполнении сальто) (Рисунок 19, а).



Рисунке 19 – Управление вращениями при верхней опоре (б, в, г) и без опоры (а) (а- соскок дугой с перекладины с сальто, б – оборот назад из упора стоя согнувшись, в и г – подъем разгибом на перекладине)

Так, при группировке уменьшается радиус инерции, что приводит к уменьшению момента инерции тела и увеличению в связи с этим скорости вращения. Второй способ изменения позы в полете – это скручивание и раскручивание тела вокруг продольной оси (Рисунок 20).

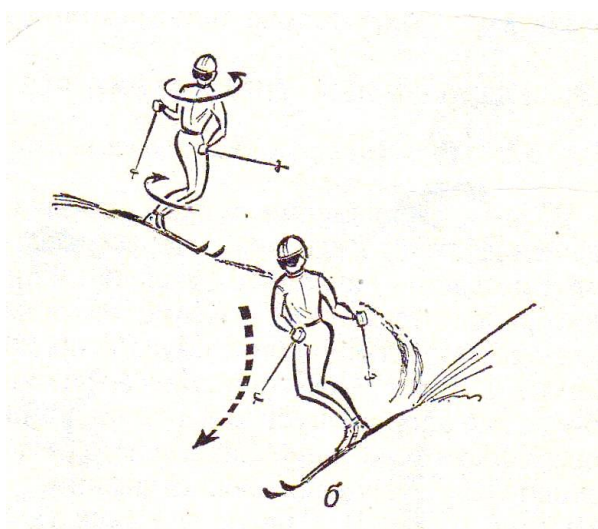


Рисунок 20 – Управление движением вокруг осей при движениях на параллельных лыжах (скручивание – раскручивание)

Данный способ использует домашнее животное – кот при движении в полете с последующим приземлением на все четыре лапы.

Самым сложным в исполнении вращательного движения является способ управления безпорным вращением при встречных движениях туловище – руки, туловище – ноги (Рисунок 21).

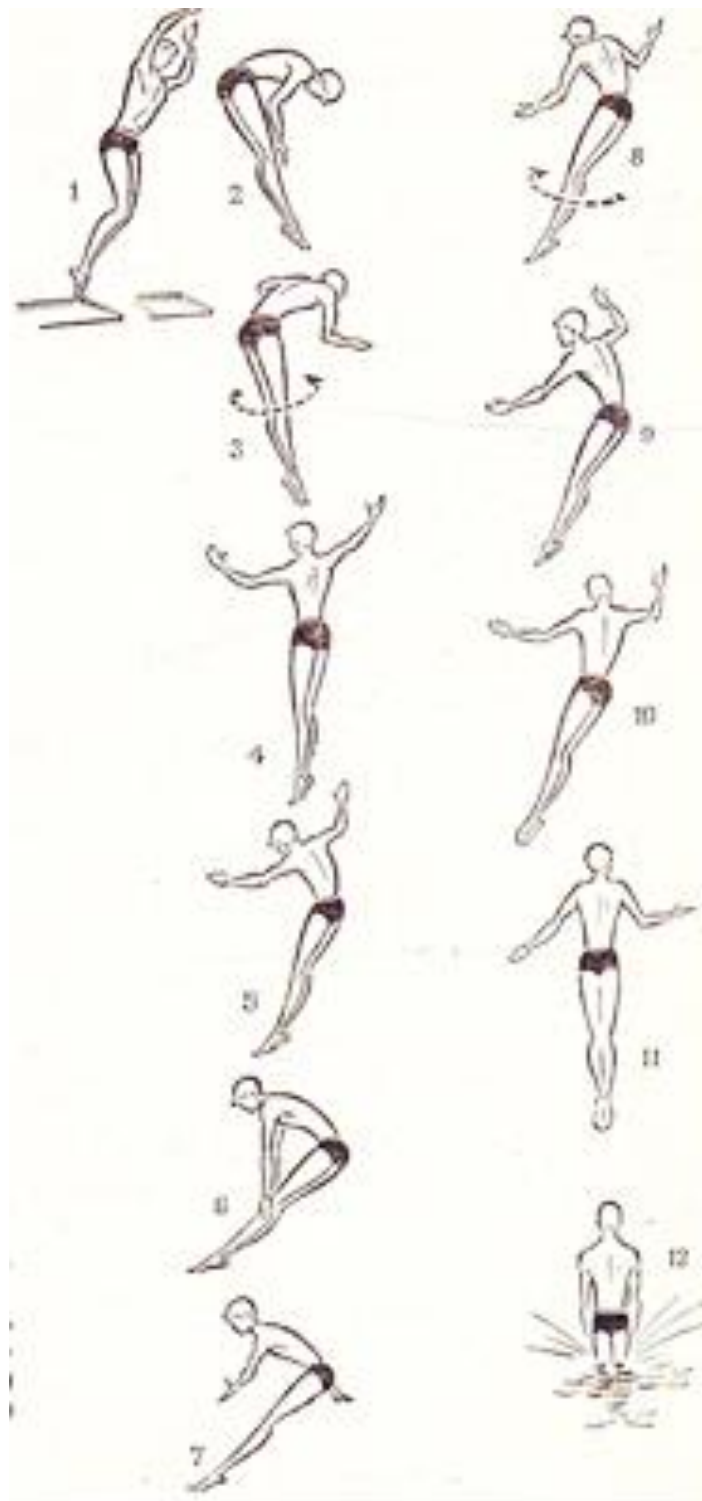


Рисунок 21 – Способ управления безпорным вращением при встречных движениях

Схематично данный способ управления вращением можно представлен на Рисунке 22. Он отражает вращение вокруг всех трех осей. Вращение вокруг конкретной оси имеет свое название – нутация, прецессия и собственно вращение.

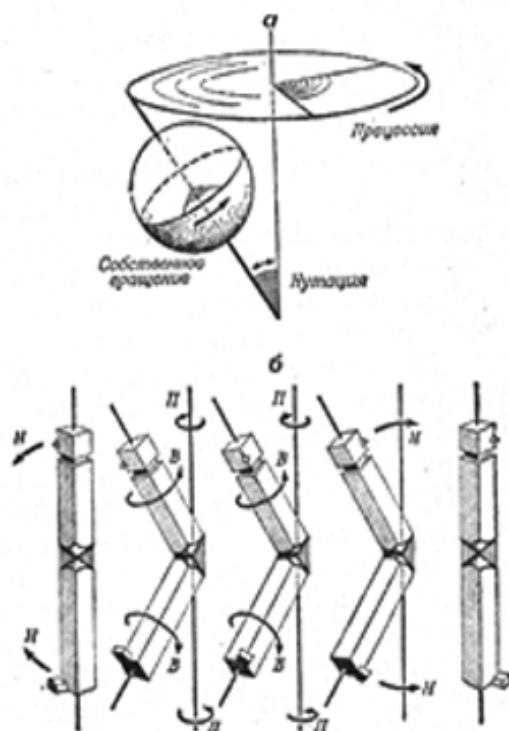


Рисунок 22 – Схема управления безпорным вращением способом встречных движений

При обучении вращательным движениям, прежде всего, необходимо раскладывать это движение на составляющие его по способам управления и затем осваивают конкретные способы управления, затем соединив их.

В целом любое вращательное движение выполняется при сочетании в различной последовательности всех шести способов управления.

## ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ МЕТАНИЙ И УДАРОВ

Военно-прикладные локомоции человека часто требуют от него переместить в пространстве второе физическое тело - мяч, копье, гранату, гирию, штангу, соперника в борьбе. Такие двигательные действия являются по сути локомоторными, т.к. осуществляются за счет работы мышц в динамическом режиме (мышцы растягиваются и сжимаются). Однако человеку необходимо при таких локомоциях решать более сложные двигательные задачи - переместить снаряд по строго заданной траектории, обеспечить попадания снаряда в намеченную цель, проявить максимально возможную силу при подъеме штанги, при ударе соперника и т.д. Поэтому такие двигательные действия, при которых человек перемещает второе физическое тело, выделены в отдельную группу – **перемещающих действий**.

Перемещающие действия требуют дополнительных мышечных усилий, которые появляются при, так называемой, **баллистической работе мышц** (ballo – кидаю, бросаю). Суть такой работы мышц заключается в использовании энергии предварительно упруго деформированных мышц. В этом случае в мышцах при предварительном растяжении (например, во время замаха) появляется энергия упругой деформации, которая затем превращается в кинетическую энергию движения и передается второму телу (гранате, копью и т.д.), обеспечивая большую дальность полета, или большую силу удара. Способность мышц реализовать баллистическую работу заложена в их строении: коэффициент упругости мышц находится в корреляционной зависимости с количеством быстрых и медленных волокон в составе мышцы, генетически заданном (Comi, Bosco, 1978).

Следует выделить **три этапа баллистической работы мышц**:

1. предварительное растяжение мышц, вследствие чего в мышцах появляется запас энергии упругой деформации;
2. резкое сжатие мышц, при котором энергия упругой деформации превращается в кинетическую энергию движения звеньев ОДА человека;
3. возврат в исходное положение.

Перемещающие действия разделяют на **действия с обгоном снаряда** (метания, броски) и **с ударным взаимодействием** (удары по мячу в спортивных играх, удары в единоборствах). Первая группа действий всегда имеет ярко выраженную фазу замаха, которая завершается положением «натянутого лука». Именно при этом положении туловище человека оказывается впереди снаряда, обогнав его. Второй вид перемещающих действий – это действия, при которых наблюдается кратковременное взаимодействие двух или более тел, называемое ударным взаимодействием. Это классическое разделение перемещающих действий; в нем отсутствует группа действий тяжелоатлетического характера, например, перемещение штанги или гири.

Особое внимание следует обратить на механизм превращения (рекуперации) энергии при перемещающих действиях, который количественно оценивается передачей количества движения (произведение массы тела или звена на скорость его движения). При классических локомоциях передача движения – превращения механической энергии – осуществляется с иным весовым коэффициентом (коэффициентом рекуперации). Главная роль в них принадлежит передаче движения от биологического тела опоре. Затем на втором по значимости месте - передаче движения одного звена опорно-двигательного аппарата другому, соседнему с ним звену. Причем при разных скоростях перемещения человека эти два пути

передачи движения конкурируют друг с другом. И только на третьем по значимости (доле участия) находится третий путь превращения энергии предварительно упруго деформированных мышц в механическую энергию положения или движения звена опорно-двигательного аппарата (фактически баллистическая работа мышц).

При перемещающих действиях главную роль начинает играть передача движения между звеньями опорно-двигательного аппарата человека и использование энергии упругой деформации мышц.

Изучение действий перемещающего характера в классическом биомеханическом варианте базируется на структурировании этих действий, т.е. выявлении временных элементов - фаз движений. При этом в каждой фазе движения решается определенная двигательная задача, работая на двигательную задачу действия в целом.

Метания и броски являются перемещающими действиями с обгоном снаряда. По структуре эти действия носят одноактный характер, являясь ациклическими. **Фазами** метаний и бросков являются:

- разбег (если действие осуществляется не с места); эта фаза позволяет запасти дополнительную механическую энергию в виде кинетической энергии;
- предварительные действия, которые включают замах и завершаются положением «натянутого лука»; двигательная задача этой фазы – за счет деформации мышц создать в них запас энергии упругой деформации;
- финальные усилия, при которых скорость снаряда и развиваемые усилия оказываются максимальными; задача этой фазы – передать движение между звеньями без потерь таким способом, чтобы к концу фазы кисть имела максимальную скорость движения, которую передала бы снаряду в последний момент фазы;



- полет снаряда; двигательная задача – безопорное движение снаряда по заданной траектории с устойчивым динамическим положением;
- возврат человека в исходное положение с сохранением динамической устойчивости.

Данное деление на фазы носит обобщающий характер для любых бросков и метаний. Действия при разбеге, предварительных и финальных усилиях предшествуют собственно броску и поэтому их называют иначе предбросковыми действиями.

Главной двигательной задачей человека при бросках и метаниях является максимально возможная дальность полета снаряда и попадание снаряда в цель.

Успешное решение этой задачи зависит от:

- **начальной скорости вылета снаряда.**

Дальность полета снаряда прямо пропорциональна квадрату начальной скорости вылета. Чтобы скорость вылета была максимальной, необходимо, чтобы звено опорно-двигательного аппарата, удерживающее снаряд, имело максимальную скорость и передала ее снаряду. Удерживает снаряд кисть – звено ОДА с минимальной массой. В предбросковых фазах все звенья ОДА движутся то ускоряя, то замедляя свое движение; передают движение последовательно друг другу в виде количества движения. В настоящее время разработана теория управления движениями звеньев двигательного аппарата в этих фазах (Тутевич В.Н., Ланка Я.Е.). Суть теории заключается в следующем: звенья ОДА передают движение последовательно от звена с большей массой (например, туловище), соседнему звену с меньшей массой (например, плечу). При такой передаче движения каждое последующее звено использует скорость движения предыдущего звена и в момент максимального его значения

начинает наращивать собственную скорость (Рисунок 23).

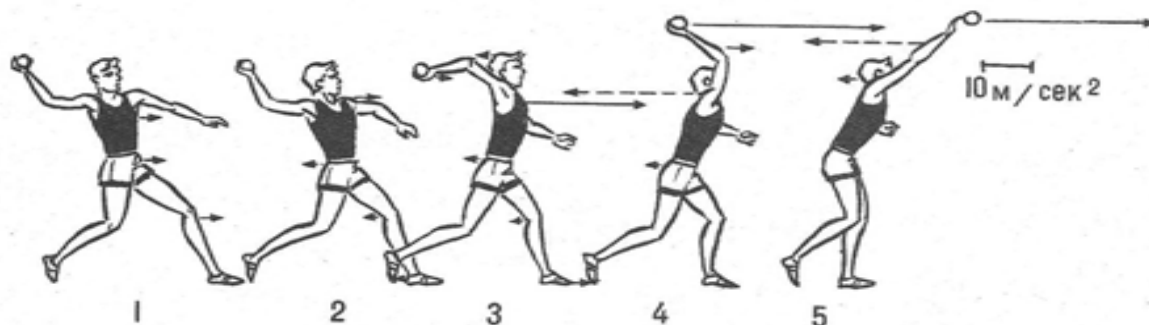


Рисунок 23 – Горизонтальные ускорения основных суставов при метании мяча  
(Е.Н.Матвеев)

Следует отметить, что если в предбросковых фазах имеет место вращательный компонент, то передача движения между звеньями осуществляется за счет передачи **кинетического момента**. Он равен произведению угловой скорости на момент инерции звена. Момент инерции зависит от массы звена и квадрата радиуса инерции (расстояния от оси вращения до центра массы звена). Механизм передачи кинетического момента между звеньями аналогичен описанному ранее: передача кинетического момента осуществляется последовательно от звена с большей массой звену с меньшей массой, причем на максимуме скорости предыдущего звена начинается рост скорости последующего звена (Рисунок 24).



Рисунок 24 – Зависимость скорости движения звеньев от времени при метании

По законам механики, чем меньше масса звена, тем большую скорость движения это звено может развить. Таким образом, кисть способна развить максимальную скорость движения, используя базовые скорости движения предыдущих звеньев. Кроме того, с позиций анатомии, малые по массе звенья способны к наиболее координированным движениям, т.е. снаряд, который начинает движение со скоростью, переданной ему кистью, способен двигаться по более точной траектории.

– **угла вылета.**

Дальность полета прямо пропорциональна косинусу угла вылета. Движение снаряда в полете задается последним моментом удержания снаряда кистью и осуществляется в трехмерном пространстве. Поэтому различают три вида угла вылета: угол места, азимут и угол атаки. **Угол места** определяется как угол между вектором скорости и горизонтальной прямой в вертикальной плоскости. Так неправильно выбранный угол места вызывает «недолет» или «перелет» снаряда по

отношению к цели. Оптимальное значение угла места, равное  $45^\circ$ , является таковым лишь для случая начала полета снаряда с высоты вылета, равной нулю (с поверхности Земли). **Азимут**, как угол вылета, определяется в горизонтальной плоскости, и неправильно выбранный азимут задает попадание снаряда правее или левее цели. **Угол атаки** имеют только те снаряды, у которых есть продольная ось. В этом случае угол, образованный продольной осью снаряда в момент вылета и горизонталью, и является углом атаки. Таким образом, следуя практическим рекомендациям по величине угла вылета, всегда следует выяснить о каком из углов вылета идет речь.

– **высоты выпуска снаряда.**

Дальность полета прямо пропорциональна корню квадратному от высоты выпуска снаряда. Высота выпуска снаряда задает угол вылета: чем больше высота выпуска, тем меньше угол вылета.

– **силы действия окружающей среды на снаряд в полете**

Этот фактор начинает играть роль в фазе полета снаряда. В полете на снаряд действует среда, в которой он движется. Это действие носит как статический, так и динамический характер. Статическая сила действия окружающей среды (подъемная сила) приложена к центру объема тела, и направлена она вертикально вверх. Динамическая сила действия среды приложена к центру поверхности тела, направлена она противоположно движению. Кроме того, к общему центру тяжести снаряда приложена сила тяжести, направленная вертикально вниз. Три эти точки не совпадают друг с другом, вследствие чего, в полете часто появляется момент силы, который «закручивает» снаряд, лишая его динамической устойчивости и уменьшая дальность полета (Рисунок 25).

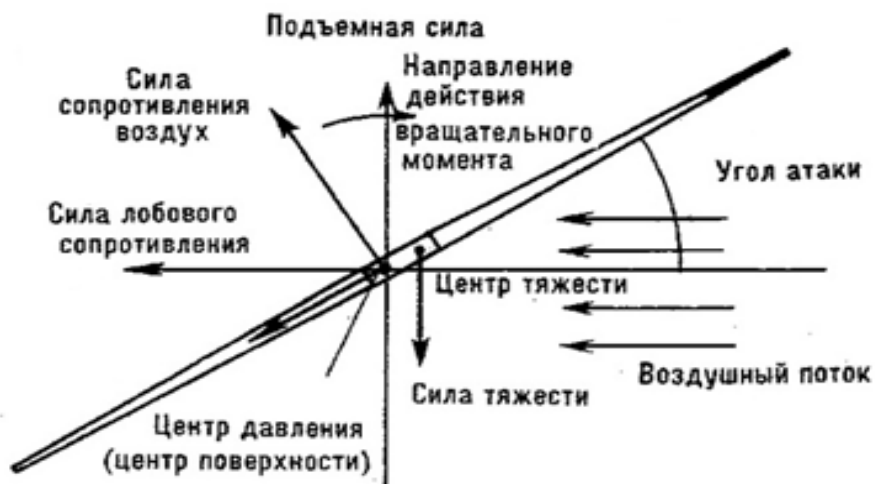


Рисунок 25 – Силы, действующие на снаряд в полете

Фаза возврата человека в исходное положение после броска решается путем управления динамической позой (взаимное расположение звеньев в пространстве), которая после совершения броска может оказаться не очень устойчивой. Так как единственная сила, которой человек управляет в данной фазе, это сила тяжести, то задача человека так изменить свою позу, чтобы линия действия силы тяжести была удалена от края опоры (с любой стороны) и не создавался момент опрокидывания.

Удар как физическое явление представляет собой кратковременное взаимодействие двух или нескольких тел, при котором возникают большие по величине силы. При таких взаимодействиях время контакта тел столь мало, а возникающие силы столь велики, что действием всех других сил можно пренебречь.

Теория удара была разработана И.Ньютоном. Суть ее заключается в следующем. При ударе происходит деформация тел, вследствие чего в них возникает энергия упругой деформации. Затем эта энергия может полностью перейти (превратиться) в энергию движения (кинетическую), а может частично (или полностью) превратиться в тепловую энергию

или может быть использована на преодоление трения. В зависимости от того, как будет использована энергия упругой деформации, различают вполне упругий, не вполне упругий и неупругий удары. При вполне упругом ударе вся энергия упругой деформации превращается в кинетическую энергию движения. Наиболее близок к такому виду удар в бильярде шарами. Удары по мячу в спортивных играх представляют собой не вполне упругие удары. Для характеристики таких ударов И. Ньютон предложил использовать коэффициент восстановления, который определяется корнем квадратным из отношения высоты подскока мяча к заданной высоте сбрасывания этого мяча.

$$K(\text{восст.}) = \sqrt{h(\text{отскока}) / h(\text{сбрасывания})}$$

Так, в большом теннисе мячи тестируют при сбрасывании с высоты 100 дюймов. Пригодными к соревнованию являются те мячи, которые показали коэффициент восстановления, равный 0,73 - 0,76. Неупругие удары – это удары в единоборствах, приземления после прыжков и соскоков.

Все удары в спорте это ациклические по структуре, одноактные перемещающие действия с ударным взаимодействием.

**Фазами удара** являются:

- предударные движения; они включают в себя замах (явный или скрытый). Цель данной фазы – создать и использовать энергию упругой деформации скелетных мышц. Для этого необходимо правильно передать движение между звеньями от более массивных менее массивным. Это приведет к тому, что к концу данной фазы звено, которое будет участвовать в ударном взаимодействии, будет иметь максимальную скорость;
- ударное взаимодействие; собственно кратковременный контакт

двух тел; задача фазы – за короткое время взаимодействия создать большой по величине импульс силы;

- послеударное движение; двигательная задача этой фазы – сохранить динамическую устойчивость и уйти от возможного нападающего удара.

Сила удара, которая реализуется в фазе ударного взаимодействия, определяется **импульсом силы**. Импульс силы – это динамическая характеристика, равная произведению силы на время действия этой силы. Графически импульс силы равен площади под кривой зависимости силы от времени (Рисунок 26).

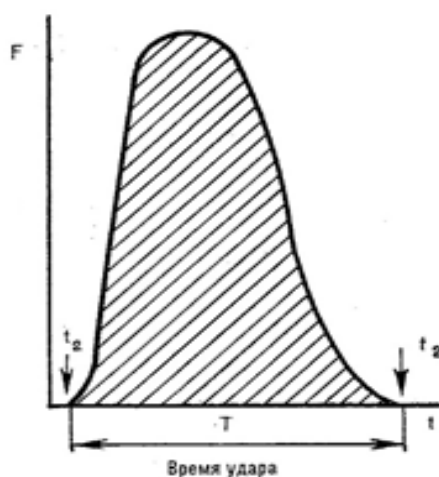


Рисунок 26 – Зависимость силы действия от времени. Импульс силы определяется площадью под кривой;  $t_1$  и  $t_2$  – моменты начала и окончания ударного взаимодействия

Импульс силы – **сила удара** – зависит от:

- **разности скоростей движения звена**, участвующего в кратковременном контакте, в начале и конце этого ударного взаимодействия.

Импульс силы прямо пропорционален этой разности скоростей. В конце ударного взаимодействия скорость звена фактически приближается к нулю. Таким образом, необходимо к началу ударного взаимодействия обеспечить максимально возможную скорость

движения звену, участвующему в ударном взаимодействии. Так как это звено обычно обладает минимальной массой (кисть, стопа), то оно способно задать наиболее точно траекторию движения и попадание в цель. Механизм передачи движения между звеньями в предупредительном движении аналогичен действиям предброскового характера: движение между звеньями передается последовательно от более массивного к менее массивному звену. В этом случае каждое последующее звено использует скорость (максимальную) предыдущего звена как базовую для себя (рис.21).

– **от ударной массы.**

Импульс силы прямо пропорционален ударной массе. Понятие ударной массы было введено впервые Чхаидзе Л.В. для ударов в спортивных играх. В момент ударного взаимодействия биологическое тело изменяет подвижность в суставах по-разному: так при ударе кистью возможно закрепление лучезапястного сустава в момент ударного взаимодействия, а возможно отсутствие его фиксации. Следовательно, в первом случае ударной массой будет определяться как сумма масс кисти и предплечья, а во втором случае – лишь масса кисти. Фиксация сустава в биологическом теле осуществляется за счет согласованной работы в статическом режиме мышц-синергистов и мышц-антагонистов. Но эта работа мышц будет **очень кратковременной** (на время ударного взаимодействия), а предшествовать ей и после нее мышцы будут работать в динамическом режиме, изменяя свою длину. Умение переключать работу мышц из одного режима в другой и обеспечивает успешное управление ударной массой. Математически импульс силы определяется на основе второго закона Ньютона:

$$\vec{F} \Delta t = m (\text{уд.}) * \overline{\Delta V}$$

где  $\vec{F} \Delta t$  – импульс силы;



$m$  (уд.) – ударная масса;

$\overline{\Delta V}$  – изменение скорости движения звена за время ударного взаимодействия.

– **от момента инерции ударной массы**

Этот фактор возникает при появлении вращательного компонента при ударном взаимодействии (например, боковой удар). В этом случае вместо ударной массы начинает работать момент инерции ударной массы –  $J$ (уд.).

$$J \text{ (уд.)} = m(\text{уд.}) \cdot r^2$$

где  $J$  (уд.) – момент инерции ударной массы;

$m$ (уд.) – ударная масса;

$r$  – радиус инерции ударной массы; расстояние от центра ударной массы до оси вращения.

При наличии вращательного компонента при ударе сила удара будет определяться не только импульсом силы, но и дополнительно **импульсом момента силы**.

$$\overline{M_o(F)} \cdot \Delta t = J \text{ (уд.)} \cdot \overline{\Delta \omega}$$

где  $\overline{M_o(F)}$  – момент силы;

$\overline{M_o(F)} \cdot \Delta t$  – импульс момента силы;

$J$ (уд.) – момент инерции ударной массы;

$\overline{\Delta \omega}$  – изменение скорости вращательного движения (угловой скорости).

Из формулы видно, что для увеличения силы бокового удара необходимо увеличить момент инерции ударной массы (за счет собственно величины ударной массы и за счет радиуса инерции ударной массы) и разность угловых скоростей за время ударного взаимодействия. Следовательно, вновь необходимо, чтобы угловая скорость звена, участвующего в ударном взаимодействии, к моменту

начала этой фазы была наибольшей. Достичь этого можно за счет последовательной передачи кинетического момента –  $\mathbf{J}^*\vec{\omega}$  между звеньями ОДА от звена с большей массой звену с меньшей массой по аналогии с механизмом передачи количества движения.

Таким образом, удары, которые имеют не только поступательную, но и вращательную компоненту (например, боковые) при прочих равных условиях всегда сильнее, чем прямые удары.

Следует отметить, что в некоторых ударных действиях условия классического удара не соблюдаются: во время ударного взаимодействия соударяющиеся тела проходят вместе некоторое расстояние (иногда до 20-30см). Поэтому в принципе возможно изменение количества движения (импульса силы) за счет действия сил, не связанных с самим ударом.

Теперь отдельно следует рассмотреть, как в единоборствах человек должен управлять своим положением – позой, чтобы либо опрокинуть соперника, либо сохранить состояние равновесия, не потерять устойчивость.

Нападающий за счет кратковременного воздействия создает момент опрокидывания, величина которого зависит от собственно силы воздействия, выполняющей функцию опрокидывания, и от плеча этой силы относительно линии опрокидывания (Рисунок 27).

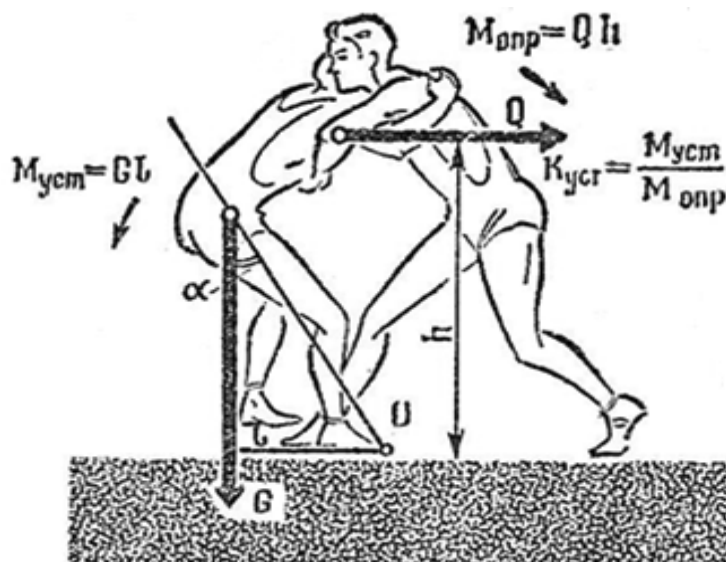


Рисунок 27 – Создание момента опрокидывания и момента устойчивости в борьбе

$$\overrightarrow{M_o(F)} = \overrightarrow{F} * \mathbf{h}$$

где  $\overrightarrow{F}$  – сила опрокидывания;

$\mathbf{h}$  – плечо силы опрокидывания (перпендикуляр из оси вращения – поворота на линию действия силы опрокидывания);

$\overrightarrow{M_o(F)}$  – момент силы опрокидывания.

Обороняющийся обладает только силой тяжести, которая создает момент устойчивости относительно линии опрокидывания.

$$\overrightarrow{M_o(G)} = \overrightarrow{G} * \mathbf{d}$$

где  $\overrightarrow{G}$  – сила тяжести человека;

$\mathbf{d}$  – плечо силы тяжести относительно линии опрокидывания (перпендикуляр из оси вращения – поворота на линии действия силы тяжести).

Тогда устойчивость обороняющегося будет определяться коэффициентом устойчивости, который равен частному от деления

момента устойчивости на момент опрокидывания.

$$K(\text{уст.}) = M(G) / M(F) = M(\text{уст.}) / M(\text{опр.}).$$

Управлять степенью устойчивости человек может за счет согласования **внутренних и внешних факторов устойчивости**. Внутренние факторы устойчивости обеспечиваются мышечными усилиями, развиваемыми конкретными группами мышц при удержании величин межсуставных углов. К внешним факторам устойчивости относятся величина общей площади опоры, высота расположения общего центра тяжести, прохождение линии тяжести, углы устойчивости.

**Общая площадь опоры** определяется как площадь, заключенная между крайними точками опоры. Различают активную площадь опоры, которая образована контактом тел, и пассивную площадь опоры, которая находится между граничными точками и является безопорной. Так, при стойке «ноги на ширине плеч» активная площадь опоры образована площадью контакта стоп с опорой, а пассивная – площадью, заключенной между стопами ног. Тогда общая площадь опоры – сумма активной и пассивной площадей опоры. С ростом величины общей площади опоры устойчивость тела улучшается. На практике человек чаще всего стремится увеличить устойчивость тела за счет пассивной площади опоры (например, постановка ног на ширине плеч).

**Высота расположения общего центра тяжести тела (ОЦТ)**. ОЦТ тела – это точка приложения силы тяжести, т.е. той силы, которая создает момент устойчивости. Чем выше находится ОЦТ тела, тем менее устойчиво положение тела. Для увеличения устойчивости спортсмен принимает позу со сниженным, приближенным к опоре ОЦТ тела. Это уменьшает высоту расположения ОЦТ.

**Прохождение линии тяжести.** Линия тяжести – это

перпендикуляр, опущенный из ОЦТ на площадь опоры. Данный фактор в отличие от двух предыдущих определяет устойчивость тела в конкретном направлении: смещение линии тяжести к краю площади опоры снижает степень устойчивости в данном направлении. Поэтому, ожидая удара спереди, спортсмен смещает линию тяжести в переднем направлении, уменьшая устойчивость в этом направлении, но увеличивая устойчивость в заднем направлении, куда возможно ожидать опрокидывания.

**Угол устойчивости** является универсальным фактором устойчивости, т.к. в нем отражаются все вышеназванные факторы устойчивости. Угол устойчивости образован линией тяжести и линией, соединяющей ОЦТ тела с краем площади опоры. Если попробовать опрокинуть тело, то поворот тела на угол, меньший угла устойчивости, не позволит совершить опрокидывания. Тело вернется в исходное положение. Если же угол поворота превысит величину угла устойчивости в данном направлении, то тело будет опрокинуто. Таким образом, угол устойчивости – это угол, при повороте в пределах которого тело сохраняет устойчивость, т.е. возвращается в исходное положение после отклонения. Чем больше величина угла устойчивости, тем выше устойчивость тела в данном направлении. Попробуем мысленно изменить каждый из вышеназванных факторов устойчивости и проанализировать, как это отразится на величине угла устойчивости:

- увеличение площади опоры приведет к росту углов устойчивости;
- снижение ОЦТ тела – уменьшение высоты расположения ОЦТ тела также приведет к росту углов устойчивости;
- смещение линии тяжести, например, в переднем направлении уменьшит передний угол устойчивости и увеличит задний.

Таким образом, угол устойчивости – это универсальный фактор устойчивости и именно его используют в качестве критерия оценки позы

в статике биологического тела.

На практике часто пользуются **углом равновесия**, который определяют как сумму переднего и заднего угла устойчивости.

Рассмотрим, как в реальности спортсмены управляют факторами устойчивости. Предположим, что сопротивляющийся выведению из равновесия борец (обороняющийся) изменил позу, согнув ноги в коленях. Это привело к снижению точки ОЦТ тела (уменьшению высоты расположения ОЦТ и увеличению степени устойчивости). Но момент силы тяжести не изменился, т.к. линия тяжести не сместилась, а, следовательно, и момент устойчивости не изменился. Однако точка приложения опрокидывающей силы понизилась, а значит и плечо этой силы уменьшилось, что привело к уменьшению момента опрокидывания. Таким образом, сопротивляющийся борец добился увеличения своего коэффициента устойчивости за счет снижения момента опрокидывания. Второй пример. Выведя линию тяжести вперед (наклонив вперед туловище), борец увеличил плечо силы устойчивости относительно предполагаемой линии опрокидывания и тем самым, не изменяя момента опрокидывания, увеличил вновь коэффициент устойчивости.

Кроме того, в обоих случаях борец, напрягая мышцы и упираясь в ковер, увеличивает действие силы трения сцепления, за счет чего уменьшает действие опрокидывающей силы. Последнее зависит также от готовности мышц борца противодействовать внезапному приложению силы опрокидывания. Обманным действием можно резко ухудшить их готовность и малой тягой вызвать опрокидывание.

Таким образом, самое существенное для биомеханической системы не в пассивном использовании силы тяжести, а в активной работе мышц, сохраняющих и изменяющих позу тела. Как показывают исследования (Попов Г.И.), техника высококвалифицированных спортсменов отличается четкой последовательностью акцентов

мышечных напряжений: никогда не допускаются одновременные силовые импульсы, осуществляемые мышцами верхних и нижних конечностей. Мастер чередует жесткий захват противника руками мощной импульсной активностью мышц ног, сменяя ее на интенсивную активность мышц туловища, а затем – на активность мышц рук.

Особую группу перемещающих действий составляют тяжелоатлетические упражнения, в которых человек перемещает штангу или гирю. Особенность таких действий заключается в сочетании динамических действий с фиксированными статическими положениями человека. Удержание позы и сохранение равновесия при оптимальной позе способствует расслаблению мышц, экономии энергии, обеспечивая условия для восстановления. Как показывают исследования (Л.Л. Ципин, 2017), при выполнении упражнений в гиревом спорте (классическое двоеборье – толчок гирь по длинному циклу) время на удержание статических положений (исходное положение перед выталкиванием и фиксация гирь сверху) достигает до 25% общего времени выполнения упражнения (Рисунок 28).

Введение в правила соревнований упражнений классического двоеборья лимита времени (10 минут) особо значимым становится изменение фазовой структуры двигательного действия, которое позволит эффективнее и быстрее выполнять некоторые фазы (П.В. Симень, Драндров Г.Л., 2014; А.Х. Талибов с соавт., 2021; Тихонов В.Ф., 2021).

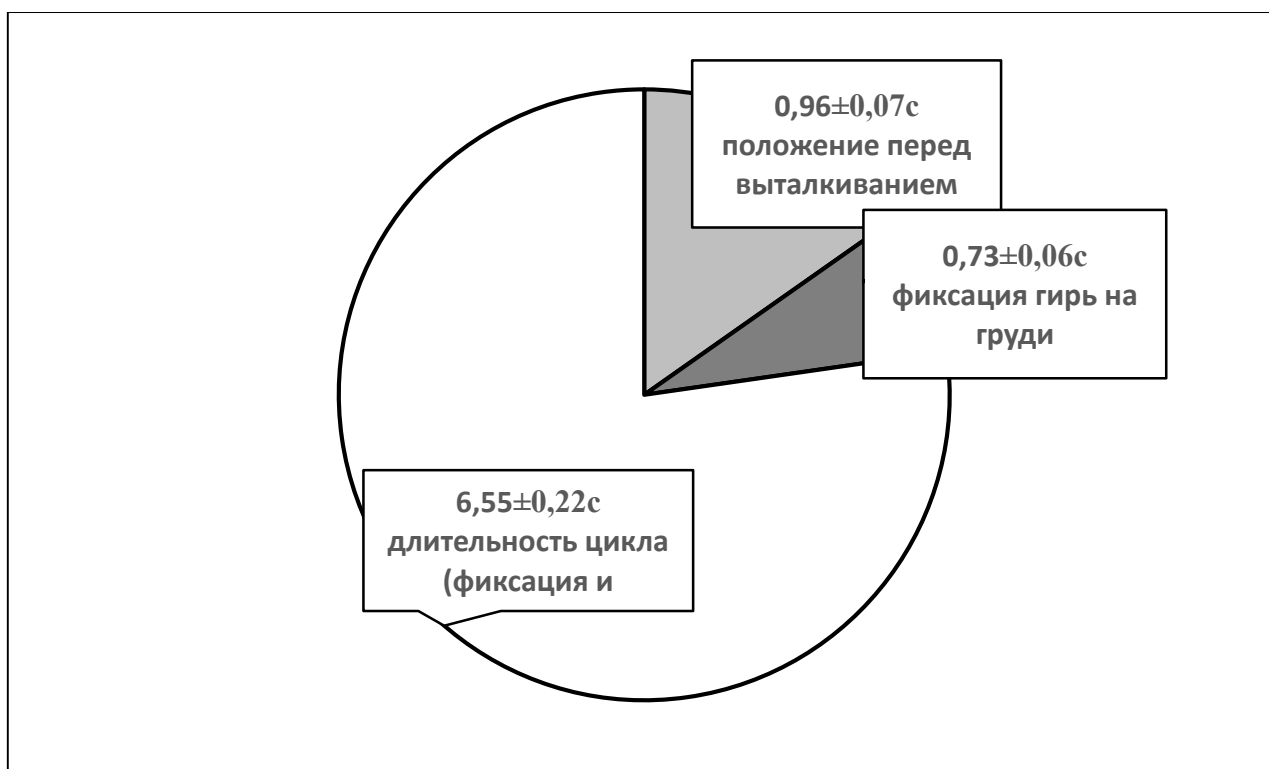


Рисунок 28 – Время отдельных фаз (с) в толчке гирь по длинному циклу (по Л.Л. Ципину, 2017)

На данный момент не существует разработанной теории управления такими действиями. Однако, хорошо известно, что вес штанги или гири при выполнении любого упражнения не является постоянной величиной. Он изменяется при движении ввиду неравномерности этого движения и определяется динамическим весом, удержание которого и осуществляет человек (Рисунок 29).

Экспериментально показано (Попов Г.И.), что результативность в тяжелоатлетических упражнениях в наибольшей степени связана с высотой подъема снаряда, на которой достигается максимальная скорость движения штанги. Показателем технического мастерства служит наличие жесткого взаимодействия между звеньями тела человека (биокинематические цепи). Кроме того, характерной чертой мастерства тяжелоатлета является умение использовать силы, возникающие при упругой деформации грифа штанги. Эти силы способствуют приращению скорости перемещения штанги. При этом



необходимо резонансное совпадения во времени и по направлению возвратно-колебательного перемещения дисков штанги и тяговых усилий человека.

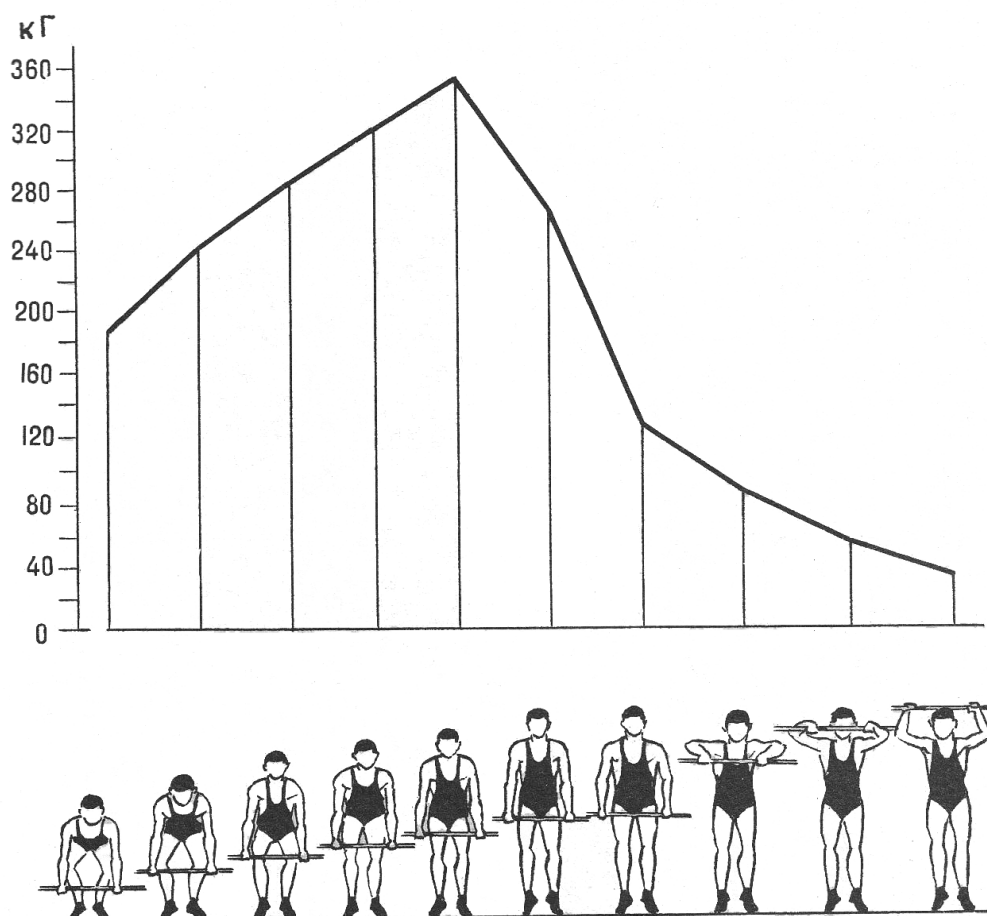


Рисунок 29 – Зависимость максимальной силы штангиста (динамического веса штанги) от высоты расположения грифа штанги по Соколову Л.Н.

Управление динамической позой при вертикальном положении тела человек осуществляет за счет нескольких морфофункциональных структур организма.

Это, прежде всего, орган зрения, орган слуха (костный и перепончатый лабиринт внутреннего уха), вестибулярный аппарат (расположен в мозжечке), проприорецепторы (обеспечивают ощущение местоположения звеньев тела в пространстве), механорецепторы (обеспечивают ощущения контакта стопы с опорой). Оценить значимость, например, зрительного анализатора в удержании позы

можно биомеханическим методом – стабиллографией – при выполнении пробы Ромберга. Два этапа пробы (с открытыми и закрытыми глазами) и разработанные постурологической школой критерии позволяют выявить, на сколько роль зрительного анализатора велика при удержании вертикального положения тела. Кроме того, данный метод позволяет определить, насколько развита проприоцептивная чувствительность человека.

**ЛИТЕРАТУРА**

1. Дубровский, В.И. Биомеханика: Учебник / В.И. Дубровский, В.Н. Федорова В.Н.. – М. : Владос, 2003. – 672 с.
2. Зациорский, В.М. Биомеханические основы выносливости / В.М. Зациорский, С.Ю. Алешинский, Н.А. Якунин. – М. : ФиС, 1982. – 207 с.
3. Попов, Г.И. Биомеханика двигательной деятельности: Учебник / Г.И. Попов, А.В. Самсонова. – М., Академия, 2016 – 320 с.
4. Ратов, И.П. Биомеханические технологии подготовки спортсменов / И.П. Ратов, Г.И. Попов, А.А. Логинов, Б.В. Шмонин. – М. : ФиС, 2007. – 120 с.
5. Симень, В.П. Современные тенденции совершенствования техники гиревого спорта / В.П. Симень, Г.Л. Драндров // Теор. И практ. физ.культуры. – 2014. – №4. – С. 36–42.
6. Талибов, А.Х. Биомеханический анализ технической подготовленности спортсменов в атлетизме / А.Х. Талибов, В.Н. Гришаев, Д.В. Лапиков // Ученые записки университета им. П.Ф.Лесгафта. – 2021. – №5 (195). – С. 367–370.
7. Тихонов, В.Ф. Биомеханический анализ критериев техники упражнения гиревого спорта «толчок двух гирь по длинному циклу / В.Ф. Тихонов // Современные наукоемкие технологии. – 2021. – №5. – С. 226–231.
8. Уткин, В.Л. ГТО: техника движений (с основами контроля и оптимизации) / В.Л. Уткин. – М. : ФиС, 1987. – 111 с.
9. Ципин, Л.Л. Анализ статических упражнений при выполнении упражнений в гиревом спорте / Л.Л. Ципин // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21. – №2. – С.178–187.

*Учебное издание*

**Шагеева** Людмила Григорьевна, **Шансков** Михаил Алексеевич

## Основы биомеханики военно-прикладных локомоций

*Отпечатано с готового оригинал-макета,  
подготовленного авторским коллективом*

Зак. 131. Подписано в печать 06.07. 2022  
Объем 3,3 печ. л. Тираж 100 экз. Формат 60×84 1/16

---

Военный институт физической культуры  
194044, Санкт-Петербург, Б. Сампсониевский пр, д.63