

ВЛАДИМИР ГАМАЛИЙ

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕХНИКИ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ В СПОРТЕ (НА ПРИМЕРЕ ХОДЬБЫ)

Резюме. Розглянуто можливості вдосконалювання техніки рухових дій людини шляхом використання методу теоретичного моделювання біомеханічних процесів, зокрема, способу організації сил, які визначають кінцевий ефект моторного акту. Уперше теоретично обґрунтований і практично реалізований механізм взаємодії людини з опорою в локомоторному акті ходьби, під час здійснення якого відсутні гальмуючі впливи реакції опори протягом фази подвійної опори і у фазі передньої опори.

Summary. Possibilities of human motor action techniques improvement on the basis of usage of biomechanical process theoretical modeling, in particular way of organization of forces which determine the final effect of motor act have been considered. For the first time the mechanism of interaction of the person with a support in walking locomotor act during realization of which there are no braking influences of support response during a phase of a double support and in a phase of a forward support is theoretically proved and practically realized.

Постановка проблемы. Анализ последних исследований и публикаций. Как показывает практика современного спорта, теория спортивной техники должна опережать реальную действительность и прогнозировать оптимальные механизмы двигательных действий, исходя из потенциальных возможностей такой механической системы, какой является тело человека. Механическое движение тела человека, как и любого другого физического тела в поле земного притяжения, подчинено законам механики. Арсенал внутренних по отношению к нему сил (мышечные тяги) только расширяет возможности моделирования значительного разнообразия специфических движений, связанных с профессиональной двигательной деятельностью человека, которые с позиции классической механики в большинстве случаев практически не поддаются расчетам.

Все многообразие движений человека возможно благодаря особому строению и функциям двигательного аппарата, основу которого составляет костный скелет. Количество подвижных соединений звеньев и число степеней свободы живого организма, определяемое как общее число возможных независимых перемещений частей тела, намного превышает то, с чем имеет дело теория механизмов и машин. В этом и заключается сложность моделирования движений человека вообще и при спортивной деятельности в частности.

Моделирование спортивной техники используется в тренировочном процессе для решения двух основных задач — исследования рациональных образцов техники (чему учить) и обучения им (как учить). Решение первой задачи осуществляется на основе использования методов биомеханического анализа и синтеза, а также теоретического, физического, математического, имитационного или любого другого способа моделирования физических упражнений, с помощью которых определяют объективные закономерности и причинно-следственные связи, лежащие в основе механизмов реализации основных двигательных действий, производимых спортсменом, и устанавливают генеральную цель действия, интегрирующую все компоненты двигательной структуры в единое целое — технику физического упражнения как предмет обучения и совершенствования в спорте. Теоретическое обоснование специфических биомеханизмов двигательных действий человека в условиях спортивной целенаправленной деятельности, ориентированной на достижение максимального двигательного эффекта, должно базироваться прежде всего на анализе присутствующих в двигательном акте силовых воздействий как причин изменения движения с учетом анатомофункциональных особенностей

строения его опорно-двигательного аппарата в единстве с целью действия. Используя подобный подход, можно подвергнуть анализу не только те упражнения, которые выполняются в настоящее время, но и еще только предполагаемые, никем не выполнявшиеся. Благодаря такому анализу устанавливается принципиальная возможность или невозможность выполнения упражнения. И, что весьма существенно, если планируемое упражнение отвечает всем механическим критериям, можно сразу составить и биомеханически обоснованную программу обучения ему.

Внедрение в практику тренировки теоретических разработок спортивной техники (как учить) — это уже задача теории и практики технической подготовки, при осуществлении которой главным объектом является человек с его сложнейшими системами самоуправления и регуляции двигательной функции, восприятием и отражением в своем сознании окружающей действительности, накоплением и реализацией двигательного опыта и моторного потенциала, быстротой и точностью воспроизведения необходимого действия и целым рядом других не менее важных особенностей, конечное выражение которых так или иначе воплощается в механическом движении.

В данной статье мы попытались показать возможности моделирования рациональной техники двигательных действий спортсменов (чему учить) при осуществлении локомоторного акта ходьбы на основе анализа биомеханической структуры упражнения и особенностей опорно-двигательного аппарата человека в органическом единстве с целью действия.

Локомоторные движения имеют общую задачу — усилиями мышц передвигать тело человека относительно опоры или среды. Среди передвижений относительно опоры (наземных передвижений) наибольшее распространение имеют шаговые локомоции по способу отталкивания от опоры, к которым относится и ходьба человека [4].

Ходьбу человека изучали многие исследователи [1, 2, 4—10, 12—15]. Публикации по технике выполнения наземных локомоций человека и ходьбы в частности, начиная с работ французских ученых Марей и Демени, немецких исследователей конца XIX в. Брауне и Фишер, продолженных выдающимся советским ученым А.Н. Бернштейном и его учениками Д.А. Семеновым, Д.Д. Донским, и заканчивая работами на современном этапе [5, 8 — 10, 14], содержат обширный и всесторонний теоретический и экспериментальный материал о кинематике шага,

опорных реакциях, характере и величинах суставных моментов мышечных сил и других биомеханических характеристиках. Вместе с тем накопленные более чем за столетний период данные мало чем принципиально отличаются друг от друга по базовым, фундаментальным вопросам, таким, как: фазовый состав и роль фаз в цикле двойного шага ходьбы, двигательные задачи, которые решаются в этих фазах, механизмы реализации основных двигательных действий, в частности, при взаимодействии с опорой и др. И как не парадоксально, но эту информацию только частично можно использовать в процессе совершенствования техники ходьбы на современном этапе. Также следует отметить, что по вопросам моделирования новых образцов техники ходьбы и возможных перспективах ее развития, информация крайне ограничена, а представленные данные [10] недостаточно убедительны.

Ходьба — циклическое локомоторное движение, осуществляемое по способу отталкивания от опоры. Характерной особенностью во всех видах ходьбы (обычная, спортивная и др.) является наличие постоянного контакта с опорой одной ноги (период одиночной опоры), или обеих ног (период двойной опоры) [4, 5, 13, 14].

Движение каждой ноги в течение одного цикла (двойного шага) имеет четыре фазы: фазу передней опоры, фазу отталкивания, задний шаг и передний шаг [1, 2, 4, 12].

Фаза передней опоры начинается с момента касания ногой грунта (при приземлении) и длится до момента вертикали, когда общий центр массы (ОЦМ) тела находится точно над опорой. Фаза отталкивания начинается с момента вертикали и заканчивается в момент снятия ноги с грунта. Это наиболее важная фаза, поскольку именно здесь происходит отталкивание опорной ногой от грунта и сообщение ОЦМ тела горизонтального ускорения в направлении общего движения [1, 2, 4 — 6, 9, 12 — 14]. Фаза заднего и переднего шага связана с переносом ноги после окончания отталкивания: до момента вертикали — задний шаг, от вертикали и до постановки на опору — передний.

Источником движущих сил при ходьбе служит работа мышц [4]. За счет мышечных сокращений происходит отталкивание и человек продвигается вперед. Отталкивание возможно, если грунт «сопротивляется» этому давлению и имеется достаточное трение о поверхность грунта [2].

Только в результате взаимодействия внутренних сил (сокращение мышц) и внешних (сила реакции опоры) возможно перемещение в пространстве. Сила реакции опоры возникает в ответ

на действие тела человека на опору. Она равна по величине силе действия на опору и противоположна ей по направлению. Эта сила проявляется только в опорный период [2, 4, 12, 13]. В зависимости от соотношения направления движения тела и направления действия силы реакции опоры она может способствовать движению (если их направления совпадают) или тормозить его (если их направления противоположны) [4, 6].

В фазе отталкивания сила реакции опоры направлена вверх—вперед. Эту силу можно представить как равнодействующую двух составляющих: вертикальной и горизонтальной. Горизонтальная составляющая обуславливает движение тела человека вперед. Источником этого продвижения служат два активных мышечных действия — отталкивание ноги от опоры и перенос маховой ноги вперед [9, 13].

Чтобы увеличить горизонтальную составляющую во время фазы отталкивания, надо увеличить силу отталкивания и делать это отталкивание под более острым углом к линии опоры. Отталкивание от опоры выполняется за счет подошвенного сгибания стопы и поворота таза вперед в тазобедренном суставе опорной ноги [4, 6, 7, 9].

Двойная опора начинается с постановки стопы переносной ноги на опору и завершается отрывом стопы толчковой ноги от опоры (отталкиванием). В течение этого перехода опоры (с ноги, сзади стоящей, на ногу, впереди стоящую) в обычной и спортивной ходьбе происходит в основном торможение продвижению тела вперед, которое продолжается и в фазе передней опоры (задний шаг) [1, 2, 4 — 9, 12 — 14]. В фазе отталкивания горизонтальная скорость возрастает, но вслед за этим вместе с приземлением другой ноги наступает фаза передней опоры, когда тело испытывает некоторый “толчок”, оказывающий тормозящее воздействие на поступательную скорость идущего (рис. 1).

В начале фазы передней опоры происходит амортизация, торможение тела при движении его к опоре вследствие уступающей работы мышц-разгибателей стопы (опускание носка на опору) и мышц, отводящих таз в тазобедренном суставе этой ноги (опускание таза вниз). Амортизация с торможением по вертикали неминуемо сопровождается и некоторым торможением по горизонтали [4]. Сила реакции опоры действует “навстречу” движению, поэтому она является тормозящей и препятствующей продвижению человека вперед. По данным [14], от момента постановки пятки на опору до вертикали происходят самые большие потери скорости (в цикле шага). Автор называет этот временной промежуток

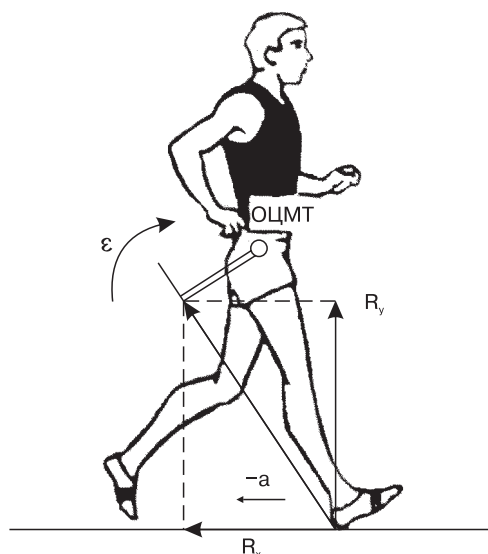


Рис. 1. Противодействие реакции опоры: тормозящее (отрицательное) линейное ускорение — a , вызванное горизонтальной составляющей R_x реакции опоры, R_y — вертикальная составляющая реакции опоры и опрокидывающее угловое ускорение ε , вызванное моментом силы R_y (по А.Л. Фруктов, Ю.Г. Травин, 1989 [9])

“мертвой зоной”, так как движение тела вперед на его протяжении происходит по инерции и замедляется. Чтобы уменьшить горизонтальную составляющую опорной реакции при передней опоре, нужно ставить ногу ближе к проекции ОЦМ тела, т.е. под углом, более близким к прямому [4, 8, 14]. По мнению [4, 13], к окончанию фазы передней опоры (перед моментом вертикали) возможно некоторое “подтягивание” тела в направлении движения за счет включения в работу разгибателей бедра опорной ноги в тазобедренном суставе и выноса переносной ноги вперед.

Представленные выше особенности взаимодействия тела человека с опорой во время обычной или спортивной ходьбы включены во все учебники по легкой атлетике и биомеханике локомоций человека и остаются практически неизменными, начиная с их описания в работах А.Н. Бернштейна [1] и заканчивая современными публикациями Г.И. Королева [8], В.И. Дубровского [5] и др.

На основании выше изложенного можно сделать следующие обобщения:

- ходьба — локомоторное движение, осуществляемое по способу отталкивания от опоры [1, 2, 4—9, 12—14];
- механизм движения вперед обусловлен мышечными тягами и наличием реакции опоры, горизонтальная составляющая которой обуславливает горизонтальное ускорение ОЦМ тела, а вертикальная — вертикальное [4, 6];
- наиболее значимой фазой для поступательного горизонтального движения является фаза

отталкивания, когда направление горизонтальной составляющей реакции опоры совпадает с направлением движения [1, 2, 4, 5, 8, 13];

- горизонтальная составляющая реакции опоры R_x в период двойной опоры и в фазе передней опоры тормозит продвижение тела ходока вперед и как следствие — появление отрицательного ускорения и снижение скорости ОЦМ тела на протяжении этих фаз до момента вертикали [1, 2, 4, 6, 12 -14];

- мышцы голеностопного сустава являются основным фактором, создающим увеличение продольной составляющей скорости тела ходока (фаза отталкивания) [6];

- одним из путей уменьшения горизонтальной составляющей опорной реакции при передней опоре (и, к сожалению, единственным), по мнению авторов [4, 8, 9, 14], является постановка ноги ближе к точке проекции ОЦМ тела на опору в момент возникновения двухопорного положения;

- к окончанию фазы передней опоры, на протяжении которой тело ходока движется по инерции, возможно незначительное продвижение ОЦМ тела к передней опоре за счет включения в работу разгибателей бедра опорной ноги в тазобедренном суставе и выноса переносной ноги вперед [4, 13]. В работе [10] на основании анализа изменения суставных углов как основного механизма движения тела ходока также высказано предположение, что фаза передней опоры может быть активной, т.е. на ее протяжении возможно не только сохранить прежнюю скорость перемещения ОЦМ тела, но при желании даже увеличить ее.

Высказанные мнения о возможности превращения фазы передней опоры из пассивной в активную носят предположительный характер, так как отсутствует теоретическое обоснование механизма активизации действий ходока в этой фазе. В отечественной и зарубежной литературе на сегодняшний день нами не обнаружено данных о практическом подтверждении выдвигаемых предположений.

Цель работы — теоретическое обоснование (моделирование) механизма взаимодействия ходока с опорой, который позволит предотвратить тормозящие воздействия горизонтальной составляющей реакции опоры на движение ОЦМ тела в двухопорном положении и в фазе передней опоры, и практическая проверка возможности его реализации на практике.

Методы исследования: теоретическое моделирование, видеосъемка, видеокомпьютерный анализ движения, тензодинамография, педагогический эксперимент.

Результаты исследования и их обсуждение. Авторский подход в моделировании техники взаимодействия ходока с опорой, при реализации которой отсутствуют тормозящие воздействия со стороны опоры, базировался на изучении организации действующих на тело человека сил в процессе выполнения обычной ходьбы с учетом анатомо-функциональных особенностей опорно-двигательного аппарата человека. Разработка модели техники экспериментальной ходьбы предусматривала получение теоретически обоснованных и практически подтверждаемых (измеряемых) результатов по четырем позициям [3], отражающим различные стадии формирования системы движений:

- какой результат должен быть получен?
- когда именно должен быть получен результат?
- с помощью каких механизмов и при каких условиях возможно получение результата?
- какие критерии определяют достаточность полученного результата?

Теоретические предпосылки к разработке экспериментальной модели взаимодействий ходока с опорой

Локомоторный акт — ходьба человека, — осуществление которого, как принято, происходит в результате отталкивания от опоры, по нашим предположениям может быть реализован по смешанному принципу — притягивания—отталкивания. В рамках выдвинутых предположений проблемными являются фаза двухопорного положения (момент постановки маховой ноги на опору) и фаза передней опоры, так как на протяжении этих фаз действуют силы, тормозящие и снижающие скорость поступательного движения ОЦМ тела.

Устранение тормозящих воздействий в названных выше фазах при ходьбе возможно при условии превращения горизонтальной составляющей реакции опоры из тормозящей в движущую за счет изменения динамической структуры опорных взаимодействий по аналогии, как это делают пловцы при плавании любым способом: вынося руку далеко вперед по отношению к ОЦМ тела в начале гребка, не ждут пока точка опоры (кисть) окажется на линии проекции ОЦМ, чтобы начать отталкивание, а сразу же с момента “захвата” воды активным гребковым движением подтягивают ОЦМ тела к точке опоры.

В локомоторном акте обычной или спортивной ходьбы ОЦМ тела движется в горизонтальном направлении в своем поступательном движении относительно внешней инерциальной системы отсчета со скоростью $v_{гор\ ОЦМ}$. Движение

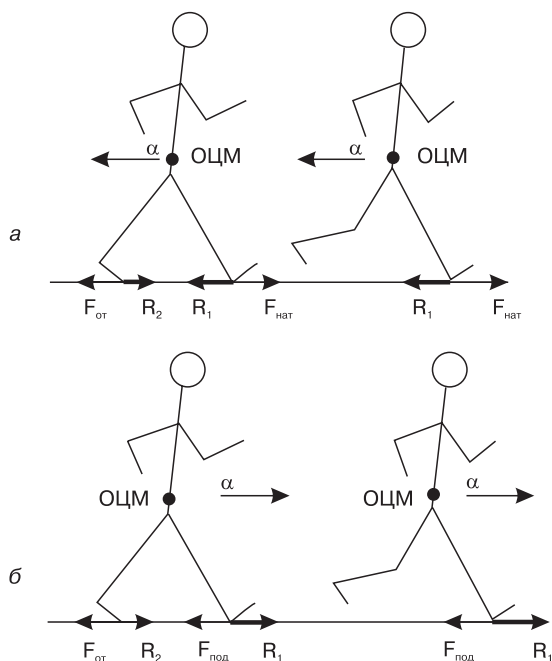


Рис. 2. Силы (натякания — $F_{нат}$, отталкивания — $F_{от}$, подтягивания — $F_{под}$; R_1, R_2 — реакция опоры), возникающие при взаимодействии ходака с опорой в общепринятом варианте (а) и моделируемом (б)

стопы (в рассматриваемой нами системе биоэвеньев туловище — нижняя конечность) является составным [4] и образуется переносным движением туловища (в нижней части которого находится точка локализации ОЦМ тела, связанная с системой отсчета) и относительным движением стопы (относительно туловища и ОЦМ). Как показали исследования, горизонтальная составляющая линейной скорости ЦМ стопы в инерциальной системе отсчета перед постановкой на опору, как правило, ниже $v_{гор\ ОЦМ}$, и вектор ее однонаправлен с вектором скорости ОЦМ тела. В момент контакта с опорой происходит “натякание” стопы и, в конечном итоге, всего тела (ОЦМ) на опору, так как вектор горизонтальной составляющей реакции опоры направлен навстречу поступательному движению ОЦМ тела, что и вызывает его отрицательное ускорение (рис. 2, а).

Для предотвращения, казалось бы, неизбежного “натякания” на выставленную вперед по отношению к ОЦМ тела ногу в момент начала периода двойной опоры необходимо, чтобы вектор горизонтальной составляющей скорости точки соприкосновения стопы с опорой (в наших расчетах это ЦМ стопы) перед контактом с опорой был ориентирован в той же инерциальной системе отсчета противоположно вектору $v_{гор\ ОЦМ}$. Нижняя конечность и стопа как дистальное ее звено активным загребавшим движением должны создать условия для “подтягивания” тела вперед к

точке опоры. Критерием эффективности моделируемого процесса может быть горизонтальная (продольная) составляющая скорости ОЦМ тела и ЦМ стопы. В математических расчетах при координатном способе отсчета расстояния ($S_{кон} - S_{нач}$) и определении скорости как первой производной от пути во времени должны присутствовать отрицательные значения горизонтальной составляющей скорости ЦМ стопы перед контактом с опорой, как свидетельство того, что маховая нога приближается к системе отсчета в то время, как ОЦМ тела удаляется от нее. В момент контакта стопы с опорой это повлечет возникновение эффекта “подтягивания” опоры под себя и вектор горизонтальной составляющей реакции опоры в этот момент будет однонаправлен с вектором горизонтальной скорости ОЦМ тела (рис. 2, б). Учитывая допущение [1] примерного равенства опорных реакций сил в общем центре масс тела человека как при ходьбе, так и при беге, что доказано экспериментальными работами [7], ОЦМ тела получит ускорение, от величины которого будет зависеть приращение его скорости. Отсутствие сил, тормозящих в горизонтальном направлении движение ОЦМ тела в момент постановки ноги на опору, позволит сохранить скорость поступательного движения тела в этот момент неизменной или даже увеличить ее. Практическая реализация “тягового” механизма возможна при условии, что загребавшее движение свободной нижней конечностью начнется за мгновение до момента возникновения контакта с опорой. Это движение должно осуществляться не голенью, а выпрямленной в коленном суставе мощными мышцами—сгибателями бедра, и начинаться с поворота таза назад относительно вертикальной оси, проходящей через тазобедренный сустав опорной ноги.

Однако этого недостаточно, чтобы избежать тормозящих воздействий в фазе передней опоры, так как на всем ее протяжении опорная точка остается неподвижной относительно инерциальной системы отсчета и находится впереди проекции ОЦМ тела, а внешние силы, которые могли бы увеличить скорость его поступательного движения, отсутствуют. Но такими могут быть силы внутренние по отношению ко всему телу человека и внешние по отношению к туловищу, в нижней части которого находится точка локализации ОЦМ всего тела в исследуемой позе, силы тяги мышц—разгибателей бедра опорной ноги. Так как бедро, голень и стопа представляют одно звено (нога выпрямлена в коленном суставе), а стопа неподвижно зафиксирована на опоре, то сокращение мышц—разгибателей бедра опорной ноги повле-

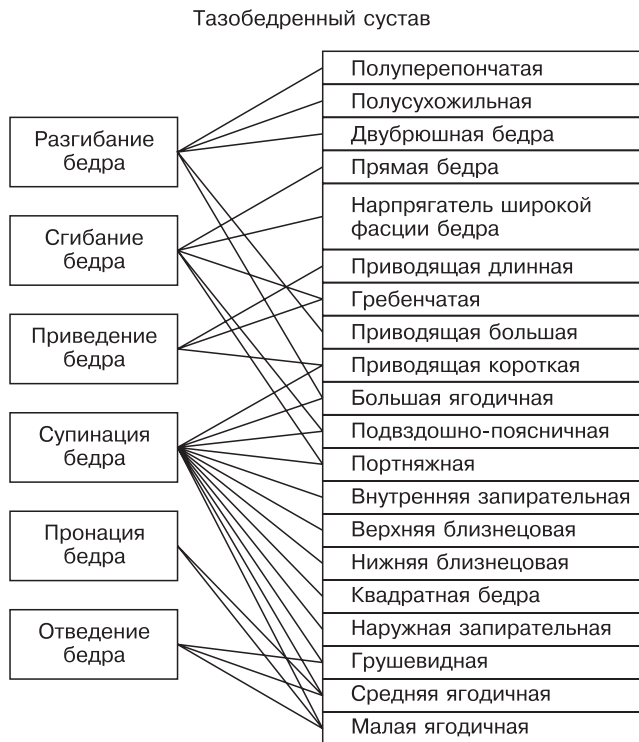


Рис. 3. Мышцы, участвующие в движениях биозвеньев, сочленяющихся в тазобедренном суставе

чет продвижение таза и всего туловища вперед, что при должной интенсивности мышечного сокращения увеличит горизонтальную составляющую скорости ОЦМ или, в крайнем случае, предотвратит ее снижение до прохождения момента вертикали. Продвижению ОЦМ тела вперед будет способствовать энергичный вынос маховой ноги в направлении общего движения тела ходока.

Активное разгибание в тазобедренном суставе опорной ноги, начавшееся еще до момента начала контакта с опорой, должно продолжаться на протяжении всего опорного периода до момента отрыва стопы от опоры. Осуществляя разгибание в тазобедренном суставе, необходимо акцентировать внимание на продвижении таза вперед, активно приближая момент вертикали, а не пассивно ожидать, когда ОЦМ окажется над точкой опоры.

Такой механизм взаимодействия с опорой снижает степень участия мышц-разгибателей стопы в акте отталкивания как одного из основных источников движущей силы при ходьбе. Акцент мышечной работы, обеспечивающей поступательное движение ОЦМ тела, переносится на мышцы-разгибатели и супинаторы бедра (рис. 3). От их силовых возможностей зависит дальность постановки ноги на опору относительно точки проекции ОЦМ в момент начала двойной опоры, а, следовательно, длина шага и скорость ОЦМ тела на протяжении фазы передней опоры.

Стопа участвует в акте отталкивания только на заключительной его стадии, а на всем протяжении двухопорного и одноопорного периодов на нее возлагается функция обеспечения надежного сцепления с опорой. Продольная ось стопы в момент постановки на опору должна располагаться под несколько меньшим углом к горизонту, чем обычно, а азимут ее должен быть ориентирован параллельно направлению движения ходока, что в свою очередь уменьшит колебания ОЦМ тела в поперечном направлении. Голеностопный сустав в моделируемом варианте ходьбы представляет шарнир, относительно оси которого происходит вращение перевернутого маятника, и несет на себе только вертикальную нагрузку, что освобождает мелкие мышцы голени от излишних напряжений. Реализация механизма взаимодействия с опорой в моделируемом варианте ходьбы по смешанному принципу — подтягивание—отталкивание должна представлять единое действие продвижения вперед ОЦМ тела, позволяющее (по нашему мнению) свести к минимуму, а то и вообще избежать тормозящих воздействий в двухопорном положении и в фазе передней опоры.

Критерием эффективности техники при ходьбе может быть показатель приращения скорости ОЦМ тела на протяжении двухопорного периода и фазы передней опоры, а также характер горизонтальной составляющей опорной реакции.

Для проверки теоретической модели опорных взаимодействий в ходьбе по принципу притягивание—отталкивание был проведен эксперимент с использованием видеосъемки и методики электродинамографии. Съемка проводилась цифровой видеокамерой Canon DX XM2, которая позволяла регистрировать действия спортсменов с дискретностью 0,02 с. В состав измерительного комплекса входили динамометрическая платформа «ВИСТИ» ПД-3, тензоусилитель «Топаз-3», одноканальный самописец Н 338—1П, на котором регистрировалась горизонтальная (продольная) составляющая опорной реакции. В эксперименте приняли участие члены сборной команды Украины по спортивной ходьбе: три мастера спорта международного класса и три мастера спорта Украины по легкой атлетике. Результаты видеосъемки обрабатывались на персональном компьютере с использованием программы получения кинематических характеристик движений, разработанной [11].

Скорость ОЦМ тела является интегральным показателем действия сил на тело ходока. В настоящей работе приведены количественные показатели скорости ОЦМ тела и ЦМ обеих стоп для двух видов ходьбы — обычной и эксперименталь-

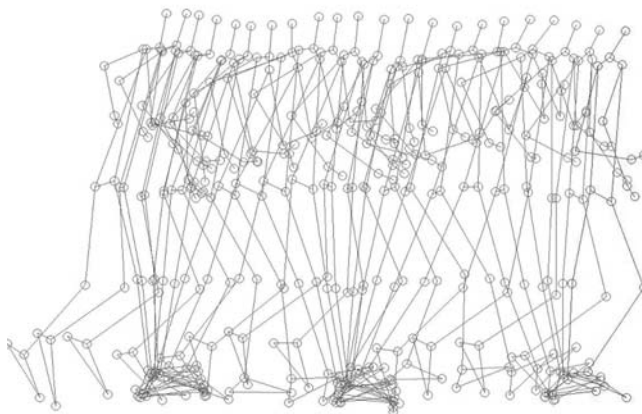


Рис. 4. Образец биокинематической схемы 15-звенной модели тела ходока (распечатка с экрана монитора)

ной, рассчитанные по координатам 15-звенной модели тела ходока (рис. 4).

Данные изменения скорости ОЦМ тела при обычном варианте взаимодействия ходока с опорой представлены в табл. 1. Анализируя горизонтальную составляющую скорости ОЦМ тела

Таблица 1

Продольная (v_x), вертикальная (v_y) составляющие и результирующая ($v_{рез}$) линейной скорости ОЦМ тела при обычном варианте взаимодействия ходока с опорой в исполнении МС Г-й

Фаза	Номер кадра	Скорость ОЦМ тела		
		v_x	v_y	$v_{рез}$
0	1			
0	2	1,77	-0,36	1,81
ПП	3	1,64	0,21	1,66
0	4	1,66	0,13	1,66
0	5	2,18	0,10	2,19
ОП	6	2,15	-0,06	2,15
0	7	2,11	-0,05	2,11
0	8	2,01	-0,14	2,02
0	9	1,88	0,66	1,99
0	10	1,84	0,23	1,85
0	11	2,09	-0,15	2,09
0	12	2,39	-0,10	2,39
0	13	1,96	-0,66	2,07
0	14	2,29	0,11	2,29
0	15	1,78	-0,03	1,78
ПЛ	16	1,68	-0,19	1,69
0	17	1,66	0,17	1,67
0	18	1,96	0,24	1,98
ОЛ	19	2,36	0,33	2,38
0	20	2,25	0,36	2,28

Примечание: ПП – постановка правой ноги на опору; ПЛ – постановка левой ноги на опору; ОП – отрыв правой ноги от опоры; ОЛ – отрыв левой ноги от опоры.

ходока при обычном варианте взаимодействия с опорой следует отметить, что перед постановкой правой ноги на опору она равнялась $1,77 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$. В момент постановки и на протяжении первой половины двухопорного периода происходит снижение скорости до $1,64$ и $1,66 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ (кадры 3, 4), а в конце этого периода (кадр 5) скорость возрастает до $2,18 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ за счет отталкивания левой ногой. В начале фазы передней опоры (кадр 6) и почти до момента вертикали (кадр 10) происходит снижение скорости до $1,84 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$. Перед возникновением следующего двухопорного положения (кадр 15) горизонтальная составляющая скорости ОЦМ тела равна $1,78 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ и тенденции ее изменения в фазах двойной и передней опоры аналогичны, как в предыдущем цикле.

На тензограмме горизонтальной (продольной) составляющей опорной реакции (рис. 5, а) в период двухопорного положения и в начале фазы передней опоры наблюдается традиционный первый максимум опорной реакции m_{R1} , вектор которой (на графике отрицательные значения) ориентирован против направления движения ОЦМ тела, что и является причиной и подтверждением выше описанных явлений. Действие опорной реакции оказывает противодействие поступательному движению ОЦМ тела и скорость его снижается (табл. 1, кадры 3, 4, 6–10, 16, 17, 20)

В экспериментальном варианте ходьбы (табл. 2) перед постановкой правой стопы на опору (кадр 3) скорость ОЦМ тела была равна $1,76 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$. В момент постановки, т. е. в момент возникновения двойной опоры она **не уменьшилась!** А в середине двухопорного положения и к моменту его окончания (кадры 5, 6) даже возросла до $1,96 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$, что является свидетельством включения механизма подтягивания ОЦМ тела, к опорной точке. Фаза передней опоры правой но-

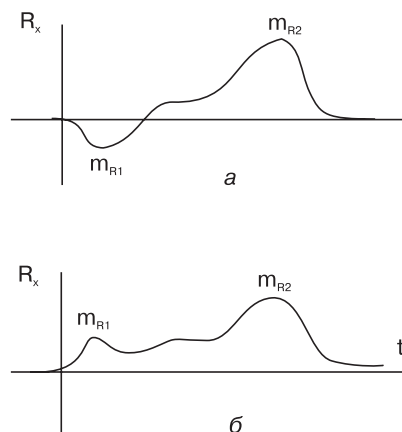


Рис. 5. Продольная составляющая реакции опоры R_x при обычном (а) и экспериментальном (б) варианте взаимодействия ходока с опорой в исполнении МС Г-й

Таблица 2

Продольная (v_x), вертикальная (v_y) составляющие и результирующая ($v_{рез}$) линейной скорости ОЦМ тела и ЦМ правой и левой стопы при экспериментальном варианте ходьбы в исполнении МС Г-й

ФАЗА	№ кадра	ЦМ правой стопы			ЦМ левой стопы			ОЦМ тела		
		v_x	v_y	v	v_x	v_y	v	v_x	v_y	v
0	1									
0	2	3,94	0,63	3,99	0,50	0,12	0,51	1,75	0,22	1,77
0	3	1,11	-0,23	1,14	0,08	0,29	0,30	1,76	0,09	1,76
ПП	4	-0,15	-1,14	1,15	0,07	0,66	0,66	1,76	0,04	1,76
0	5	0,04	-0,22	0,22	0,58	0,90	1,07	1,94	0,12	1,95
ОЛ	6	0,39	-0,21	0,44	1,32	0,99	1,64	1,96	0,38	1,99
0	7	0,12	0,14	0,18	2,35	0,71	2,46	2,33	0,32	2,35
0	8	0,04	-0,29	0,30	3,68	0,27	3,69	2,33	0,29	2,35
0	9	0,14	0,10	0,17	4,82	-0,72	4,88	2,01	0,48	2,06
0	10	0,12	-0,02	0,12	6,57	-0,29	6,58	1,90	0,03	1,90
0	11	0,16	-0,05	0,17	6,35	-1,87	6,62	2,17	0,32	2,19
0	12	0,11	-0,12	0,16	6,33	0,09	6,33	2,33	0,08	2,33
0	13	0,23	0,03	0,24	6,08	0,28	6,09	2,14	0,17	2,15
0	14	0,00	0,33	0,33	4,52	0,91	4,61	2,20	0,14	2,21
0	15	0,04	0,84	0,85	1,87	-0,06	1,87	1,92	0,50	1,98
ПЛ	16	0,32	0,75	0,81	-0,28	-0,94	0,98	1,93	0,12	1,93
0	17	0,35	0,28	0,44	0,59	-0,81	1,00	1,98	0,41	2,02
ОП	18	1,28	0,42	1,43	0,11	-0,39	0,40	2,00	0,26	2,01
0	19	1,87	0,68	1,98	0,14	-0,17	0,22	2,11	0,26	2,12

Примечание. ПП — постановка правой ноги на опору; ПЛ — постановка левой ноги на опору; ОП — отрыв правой ноги от опоры; ОЛ — отрыв левой ноги от опоры.

ги начинается с шестого кадра. Горизонтальная составляющая скорости ОЦМ тела в этот момент равна $1,96 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$, затем возрастает до $2,33 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ (кадр 8) и к моменту вертикали (кадр 10) снижается до $1,9 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$. От момента постановки правой ноги на опору и до момента вертикали (кадры 4–10) скорость ОЦМ изменялась, но среднее ее значение в отдельные моменты фазы переднего шага было выше значения ее перед возникновением двухопорного положения. После прохождения вертикали горизонтальная составляющая скорости ОЦМ тела возросла и к окончанию отталкивания (кадр 15) составляет $1,92 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$. Постановка левой ноги на опору (кадр 16), то есть следующее двухопорное положение также не вызывает снижения горизонтальной составляющей скорости ОЦМ, она увеличивается с $1,93 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ в 16 кадре до $2,00 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ в 18 кадре и продолжает увеличиваться в начале фазы передней опоры левой ноги (кадр 19).

Горизонтальная составляющая скорости ЦМ стопы правой ноги (кадр 4-й) и левой (кадр 16) имеет отрицательное значение. Это значит, что стопа перед постановкой на опору движется в инерциальной системе отсчета противоположно направлению движения ОЦМ тела, осуществляя

загребавшее движение, и в момент контакта с опорой вектор горизонтальной составляющей реакции опоры однонаправлен с вектором горизонтальной составляющей скорости ОЦМ.

Отсутствие тормозящих сил, возникающих при опорных взаимодействиях в двухопорном положении и в фазе переднего шага, подтверждается графиком горизонтальной (продольной) составляющей опорной реакции (см. рис. 5, б). Это, прежде всего, отсутствуют отрицательные значения опорной реакции (нет тормозящих воздействий), что свидетельствует о возникновении тягового усилия уже в момент начала двухопорного положения и его развития на протяжении всей фазы передней опоры. Предлагаемая тензограмма горизонтальной составляющей опорной реакции при ходьбе без тормозящих воздействий на опоре зарегистрирована и опубликована впервые за всю историю изучения этого двигательного акта.

Таким образом, теоретически смоделированный механизм взаимодействия ходока с опорой, при котором отсутствуют тормозящие воздействия горизонтальной составляющей реакции опоры, подтверждается как расчетами скорости ОЦМ тела по биокинематической схеме, так и результа-

тами анализа тензодинамограмм. Результаты опытов убедительно показывают, что локомоторный акт — ходьба человека, может осуществляться как по способу отталкивания от опоры, так и по способу притягивания—отталкивания. Предполагаемый ранее феномен ходьбы без “натыкания” впервые получил теоретическое обоснование и практическое экспериментальное подтверждение, позволяющие с успехом его использовать в повседневной жизни и спортивной практике, как перспективный способ передвижения.

Выводы

1. Моделирование спортивной техники должно базироваться на системном единстве цели действия и механизмов взаимодействия сил при реализации двигательного акта с учетом анатомических и морфофункциональных особенностей опорно-двигательного аппарата человека и способствовать оптимизации самого двигательного акта.

2. Впервые теоретически обоснована и практически подтверждена возможность осуществления акта ходьбы без “натыкания”, когда отсутствуют тормозящие воздействия реакции опоры в период двойной опоры и в фазе передней опоры. Полученные данные значительно расширяют представления о разнообразии движений человека и могут быть использованы в условиях специфической профессиональной деятельности, в частности, спортивной, а также при различных нарушениях опорно-двигательного аппарата.

3. Ходьба человека может осуществляться как по принципу отталкивания от опоры, так и по принципу подтягивания—отталкивания от опоры. В основе способа взаимодействия ходока с

опорой лежит межмышечная координация, которая обуславливает кинетику двигательного акта.

1. *Бернштейн Н.А., Осипов Л. С., Павленко П.И. и др.* Исследования по биодинамике ходьбы, бега, прыжка. — М.: Физкультура и спорт, 1940.

2. *Биомеханика физических упражнений* / Под ред. Е.А. Котиковой. — М.: Физкультура и спорт, 1939. — С. 159—197.

3. *Гамалий В.В.* Спортивная техника как объект изучения в спорте. //Наука в олимпийском спорте, 2004. — № 1, — С. 25—30.

4. *Донской Д.Д., Зацюрский В.М.* Биомеханика. — М.: Физкультура и спорт, 1979. — С. 190—192.

5. *Дубровский В.И., Федорова В.Н.* Биомеханика. — М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. — С. 388 — 403.

6. *Зацюрский В.М., Каймин М.А., Алешинский С.Ю., Тюна В.В.* Биомеханика спортивной ходьбы. — М.: ГЦОЛИФК, 1980. — 74 с.

7. *Зацюрский В.М., Алешинский С.Ю., Райцин Л.М., Тюна В.В.* Сравнительная биодинамика локомоций // Теория и практика физ. культуры. — 1977. — № 12. — С. 10—17.

8. *Королев В.И.* Да здравствует ходьба! Энциклопедия ходьбы человека. — 2-е изд., доп. — М.: Мир атлетов, 2003. — 538 с.

9. *Легкая атлетика* / Под ред. Н.Г. Озолина, В.И. Воронкина, Ю.Н. Примакова. — 4-е изд., доп. и перераб. — М.: Физкультура и спорт, 1989. — С. 37—41.

10. *Назаров В.Т.* Движения спортсмена. — Минск: Полымя, 1984. — 176 с.

11. *Островский М.В.* Відеокомп'ютерний аналіз рухів як засіб контролю за встановленням технічної майстерності атлета. // Теорія і методика фіз. виховання і спорту, 2003. — № 1. — С. 130—133.

12. *Уткин В.Л.* Биомеханика физических упражнений. — М.: Просвещение, 1989. — С. 117 — 133.

13. *Фруктов А.Л.* Спортивная ходьба. — М.: Физкультура и спорт, 1970. — 56 с.

14. *Шимко А.М.* Ходьба к здоровью, мыслям, медалям. Кн. 1. Техника. — Вашингтон; Киев, 1996. — 128 с.

15. *Marey et Demeny.* Etude experimentale d. l. locomotion humaine. C. R. d. l'Acad. d. Sciences, 1887. — P. 11—19.