

510,0

-389

-635

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЦЕНТРАЛЬНЫЙ
ОРДЕНА ЛЕНИНА ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ
КУЛЬТУРЫ

В.М. Зацворский, М.А. Каймин, В.В. Тюпа,
С.Ю. Алешинский

БИОМЕХАНИКА СПОРТИВНОЙ ХОДЬБЫ

Учебное пособие для студентов институтов
физической культуры

Москва - 1980

ЛЕНИНСКАЯ

238

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЦЕНТРАЛЬНЫЙ ОРДЕНА ЛЕНИНА
ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ

В.М.Зациорский, М.А.Каймин, В.В.Тюпа, С.Ю.Алешинский

Утверждено
Ученым советом ГЦОЛИФК

БИОМЕХАНИКА СПОРТИВНОЙ ХОДЬБЫ

Учебное пособие для студентов институтов
физической культуры

Содержание

Введение	5
1. Анализ движения общего центра масс тела и опорных реакций	7
2. Анализ особенностей опорных реакций у ходоков разной квалификации	41
2.1. Отличие опорных реакций у спортсменов разной квалификации	41
2.2. Взаимосвязь динамических и пространственно-временных характеристик взаимодействия ходоков с опорой	44
2.3. Изменение динамических и пространственно-временных характеристик под влиянием отягощений	46
3. Моменты сил, мощности и энерготраты при различных видах ходьбы	49
3.1. Сагиттальная плоскость	49
3.2. Фронтальная плоскость	62
3.3. Горизонтальная плоскость	66
Литература	73

Спортивная ходьба в постановке согнутой ноги не производится. При выполнении упражнения сгибание ноги в коленном суставе осуществляется только в момент постановки ноги на опорную поверхность.

ОТ АВТОРОВ

Настоящее пособие предназначено для широкого круга лиц, интересующихся проблемами локомоций человека, включая спортивную ходьбу: студентов, преподавателей и тренеров, работающих в области спорта, а также научных сотрудников, занимающихся вопросами управления движениями.

В пособии представлены как собственные экспериментальные данные, так и сведения, заимствованные из литературных источников.

Материал пособия излагается не в традиционной форме, а в виде исследования, что требует от читателя внимания и терпения.

Экспериментальная часть работы выполнена на базе кафедр легкой атлетики, биомеханики и отделения биомеханики проблемной лаборатории. Авторы выражают признательность тем, кто помог получить экспериментальные данные: кандидатам педагогических наук А.Г.Полозкову и А.Л.Фруктову, младшему научному сотруднику Н.А.Якунину, аспиранту Н.Г.Михайлову.

ВВЕДЕНИЕ

Анализ литературных источников показал, что по спортивной ходьбе имеется крайне незначительное количество экспериментальных данных, особенно по изменению биомеханических характеристик в течение цикла (двойного шага) ходьбы. Вместе с тем в спортивной ходьбе существует ряд нерешенных проблем: например, точно не установлено, когда достигается минимум и максимум вертикального перемещения общего центра масс тела (ОЦМТ) ходюка. Неясно, какой из видов спортивной ходьбы эффективнее — с постановкой прямой ноги или с постановкой ноги, согнутой в коленном суставе^{х)}. Также не имеется прямых данных о том, как организуется опорная реакция и как она соответствует силам в ОЦМТ. И, наконец, неясны многие вопросы, связанные с различиями техники квалифицированных ходюков и новичков, хотя бы на уровне таких пространственно-временных характеристик, как время опоры и переноса, длина и частота шагов.

Между тем ответ на эти вопросы, внесл новое в представления о рациональной технике спортивной ходьбы, может оказать воздействие и на тренировочный процесс.

В собственно экспериментальной части работы применялся ряд методов и методик: стробоскопическая стереофотосъемка (частота 96 гц), тензодинамография, электромиография, механико-математическое моделирование и математическая статистика. Это позволило изучать технику ходьбы с помощью ряда биомеханических характеристик в трехмерном пространстве. Детальное описа-

^{х)} Спортивная ходьба с постановкой согнутой ноги не противоречит международным правилам соревнований, если к моменту вертикали опорная нога разогнута в коленном суставе.

ние методов и способов их расчета, а также метрологические характеристики аппаратуры изложены в диссертационных работах С.Ю.Алешинского (1977) и В.В.Тюпы (1978).

В экспериментах приняло участие 53 испытуемых, в том числе 14 ходоков квалификации от второго разряда до мастера спорта международного класса, а также 39 студентов института физкультуры, владеющих навыками спортивной ходьбы. У всех испытуемых регистрировались опорные реакции и пространственно-временные характеристики. Для решения вопросов, связанных с определением основных биомеханических характеристик 15 звеньев тела, применялась двусторонняя стробоскопическая стереофото съемка с синхронной регистрацией динамограмм и электромиограмм трех последовательных шагов. Испытуемым был мастер спорта международного класса. При этом были зарегистрированы нормальная (обычная) ходьба и два способа спортивной ходьбы. Последними испытуемый владел в одинаковой степени. Для создания больших возможностей изучения особенностей ходьбы целесообразно было получить данные, отражающие изменение поведения ОЦМТ под влиянием каких-либо сбивающих факторов. Из всех возможных вариантов был выбран один - наложение дополнительных отягощений на голень. При этом параллельно появилась возможность изучить влияние отягощений на изменение управления звеньями тела при ходьбе.

Поэтому выбор отягощений производился по двум соображениям:

1. Масса отягощений должна быть достаточно большой, чтобы повлиять на спортивную ходьбу, но в пределах, при которых сохраняются основные признаки спортивной ходьбы: высокий темп, проход момента вертикали выпрямленной ногой и т.д. Это решалось эмпирически.

2. Накладывать отягощения поочередно на дистальную и проксимальную часть голени так, чтобы в каждом случае в одинаковой степени увеличить центральный момент инерции выпрямленной ноги. При этом одно отягощение должно преимущественно увеличить центральный момент инерции голени, а другое, не изменяя момента инерции голени, - существенно увеличить ее массу.

В результате были выбраны отягощения массой 1,5 кг для дистальной части голени и 2,5 кг для проксимальной. Для этого

были использованы свинцовые браслеты. Браслет вшивался в брезентовый пояс так, чтобы при завязывании он равномерно облегал голень. Отягощения накладывались на обе ноги, при этом характеристики голени испытуемого были следующими: без отягощения - масса 3,2 кг, с небольшим - 4,7 кг и с наибольшим - 5,7 кг, центральный момент инерции 0,047 кгм², 0,113 кгм² и 0,055 кгм².

В итоге были произведены съемки спортивной ходьбы с постановкой согнутой ноги с отягощениями. У испытуемого было отснято по несколько (5-6) попыток каждого из 5 видов ходьбы: нормальной (НХ), спортивной с постановкой прямой ноги (СП), спортивной с постановкой согнутой ноги без отягощений (СС), с отягощениями на дистальной части голени (СОН) и на проксимальной части голени (СОВ).

По экспериментальным данным 53 испытуемых было обработано 477 кривых тензограмм спортивной ходьбы без отягощений и с отягощениями и вычислено 6,5 тыс. показателей. Данные, полученные методами стереосъемки, тензодинамографии и механико-математического моделирования, содержат 5 обработанных циклов различных видов ходьбы испытуемого, всего 10 тыс. точек, что в совокупности составило 3400 расчитанных и проанализированных функций.

1. АНАЛИЗ ДВИЖЕНИЯ ОБЩЕГО ЦЕНТРА МАСС ТЕЛА И ОПОРНЫХ РЕАКЦИЙ

По литературным данным известно допущение (Н.А.Бернштейн, 1940; С.А.Савагна, Р.Маргалиа, 1966) примерного равенства опорных реакций силам в общем центре масс тела человека как при ходьбе, так и при беге, что доказано экспериментальными работами (С.Ю.Алешинский, 1977; В.М.Зациорский с соавт., 1977). Допускается также, что имеют место и диссипативные потери, в результате силы реакции опоры и силы в ОЦМТ должны иметь некоторое расхождение. Вполне понятно, что установить эти различия можно двумя методами, точность измерения которых должна быть на порядок выше различий названных характеристик. В случае, если бы удалось доказать или подтвердить эти данные на большом статистическом материале, то можно было бы пользоваться определением перемещения ОЦМТ и его производных, а также ра-

боты и энерготрат при анализе эффективности техники спортивных движений по данным опорных реакций. Эта возможность особенно ценна тем, что регистрация опорных реакций не представляет собой особой сложности, а трудоемкость получения статистического материала этим методом на несколько порядков ниже, чем оптическими методами.

Как уже упоминалось, в настоящей работе приводятся данные движения ОЦМТ для 5 видов ходьбы, рассчитанные по координатам 15 звеньев тела ходока в трехмерном пространстве (рис. I). Ускорения ОЦМТ сравниваются с опорными реакциями.

Проанализируем данные, приведенные на рис. 2-6 для вертикальной составляющей. Видно, что опорные реакции суммируются в двухопорных периодах. Кривые ускорения ОЦМТ, а значит и сил g ОЦМТ качественно повторяют опорные реакции (имеется в виду соответствие экстремумов по времени). В каждом опорном периоде имеются передний и задний толчки, а также главный минимум. Данные по пространственно-временным характеристикам указанных логотипов представлены в табл. I. Различия между силами в ОЦМТ и опорными реакциями в вертикальном направлении заключаются в характере и величине переднего толчка. На кривой реакции опоры он имеет ударный характер, на кривой ускорения - сглаженный, подобно заднему толчку (заметьте, что в последнем случае величина силы переднего толчка в СП и СС не превышает значения силы заднего толчка в момент отталкивания). Очевидно, указанные различия объясняются эффектом удара пятки о платформу при постановке. Идентичность величин и характера заднего толчка по данным обоих методов дает право заключить о высокой точности каждого метода. Различия по переднему толчку свидетельствуют о том, что сила взаимодействия стопы с опорой должна погашаться по мере распространения ее по звеньям нижней конечности в направлении снизу-вверх и становится более "сглаженной" по характеру. Эти различия указывают на диссипативные потери. Следовательно, при определении кинематических характеристик ОЦМТ по данным тензодинамографии передний толчок следует "сглаживать" по величине, по крайней мере, до уровня заднего толчка.

Рассматривая кривую вертикального перемещения ОЦМТ, легко убедиться, что она зеркально повторяет кривую ускорения ОЦМТ

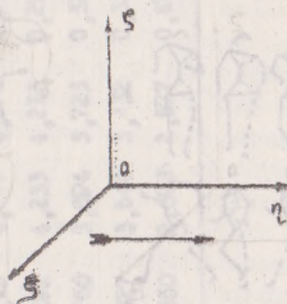


Рис. 1.

Рис. 1. Схема звеньев тела испытуемого и крепления лампочек (вид спереди), а также система координат, относительно которых рассчитывались характеристики движения 15 звеньев тела испытуемого (справа). Обозначения: S - вертикальная, z - продольная, S - поперечная ось координат, начало которых находится в главной точке левого объектива стереокамеры, расположенной слева от направления ходьбы (0); стрелкой указано туловищное сочленение.

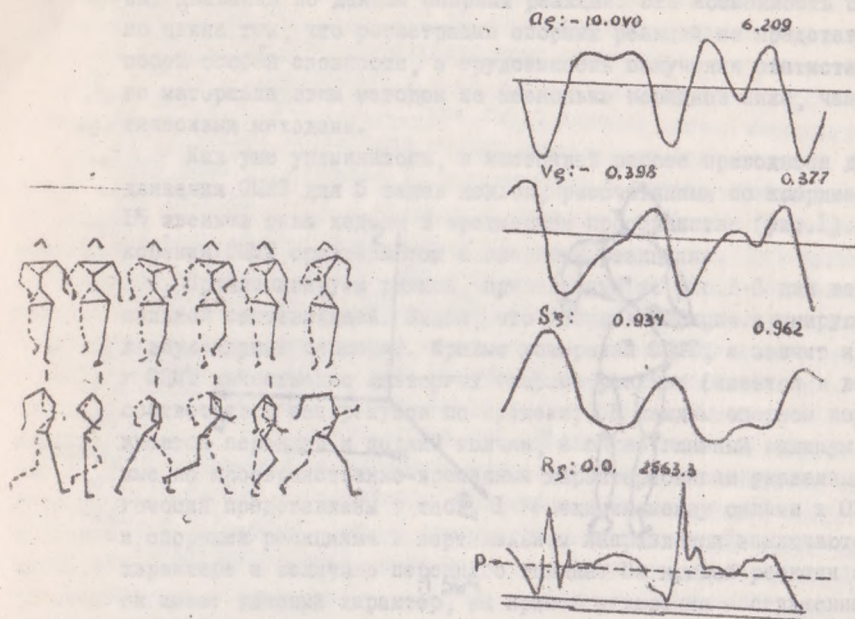


Рис. 2. Графики ускорения, скорости и перемещения общего центра масс тела (ОЦМТ), а также реакции опоры при СЦ (вертикальная составляющая). Обозначения: a - ускорение (м/с²), v - скорость (м/с), s - перемещение (м), R - реакция опоры (н), P - вес испытуемого (н). Примечание: здесь и в дальнейших характеристиках подобного рода символика и размерности идентичны. Все рассматриваемые в данной работе графики представляются функциями от времени. Горизонтальная линия, пересекающая график - нулевое значение функции. Над графиком всегда слева - минимум, справа - максимум функции. Ход времени - слева направо. Цикл ходьбы начинается всегда с опоры левой ноги. Оперные периоды внизу подчеркнуты горизонтальными линиями. Левая часть тела на кинетограмме обозначена сплошными линиями.

"Следовать" по кинетограмме по правой ноге, до уровня заднего тазобедренного сустава.

Рассматривая кривую вертикального перемещения ОЦМТ, легко убедиться, что она зеркально повторяет кривую ускорения ОЦМТ

Таблица I

Пространственно-временные характеристики ходьбы. Обозначения: l_1, l_2 - длина первого и второго шагов (м), S - длина двойного шага (м), $t_{оп. лев.}, t_{оп. пр.}, t_{ц}$ - время опоры левой, правой ноги и цикла ходьбы (с), v_1, v_2, v_3 - скорости первого, второго шага и цикла ходьбы (м/с), N - темп ходьбы (шаг/с). Здесь и в дальнейшем сокращения: СП - спортивная ходьба с переразгибанием, СС - спортивная ходьба с согнутой ногой в коленном суставе при постановке; СОН и СОЗ - спортивная ходьба с отягощениями на дистальной и проксимальной частях голени соответственно; НХ - нормальная ходьба.
Испытуемый А-р.П.

Вид ходьбы	l_1	l_2	S	$t_{ц}$	v_1	v_2	v_3	$t_{оп. л.}$	$t_{оп. п.}$	N
СП	1,166	1,228	2,390	0,572	4,146	4,219	4,178	0,292	0,302	206,8
СС	1,177	1,232	2,410	0,572	4,192	4,233	4,213	0,292	0,281	206,8
СОН	1,170	1,075	2,245	0,603	3,750	3,664	3,723	0,323	0,312	199,0
СОЗ	1,108	1,106	2,214	0,645	3,327	3,544	3,432	0,322	0,312	186,0
НХ	1,010	1,057	2,067	0,802	2,550	2,603	2,577	0,479	0,489	149,6

и реакции опоры. Можно сделать обобщение, что угличению опорной реакции или силы в ОЦМТ соответствует опускание ОЦМТ и наоборот. Таким образом, отсюда вытекает обоснованное деление опорного периода на фазы по закономерностям движения ОЦМТ. Обычно принято считать, что фаза амортизации наступает с постановки ноги на опору и заканчивается в момент прекращения движения тела вниз, а фаза отталкивания начинается с разгибания опорной ноги в коленном суставе и длится до момента отрыва стопы от опоры (Д.Д.Довской, 1975). Однако по нашим экспериментальным данным (рис.4), которые подтверждаются исследованиями М.И.Лапаева (1973) и С.Ю.Алешинского (1977), минимальное положение ОЦМТ при нормальной ходьбе наблюдается в середине двухопорного периода, следовательно, от момента наступания ногой на грунт до середины двухопорного периода длится первая фаза амортизации, сменяющаяся фазой отталкивания, которая заканчивается наивысшим положением ОЦМТ в середине одноопорного периода, соответствующего главному минимуму. Вторая фаза амортизации, которая названа М.И.Лапаевым фазой опускания, сменяя фазу отталкивания, завершается в середине следующего двухопорного периода. Далее чередование фаз аналогичное, соответствующее закономерному при нормальной ходьбе изменению вертикального перемещения ОЦМТ.

В спортивной ходьбе СС и СП (рис.2 и 3) самое низкое положение ОЦМТ наблюдается в середине первой трети одноопорного периода, наивысшее - в двухопорном периоде, эти данные подтверждают исследования С.Ю.Алешинского (1977) на одной попытке спортивной ходьбы, несколько отличаются от результатов исследования В.В.Ухова (1963), проведенного по кинограммам (частота съемки 24 и 32 к/с) на 40 испытуемых для 3 вариантов ходьбы. В.В.Ухов определил, что самое низкое положение ОЦМТ имеет - в середине одноопорного периода, а наивысшее - в конце этого же периода до наступания другой ногой. Подобные расхождения следует отнести за счет низкой частоты и точности съемки, а также регистрации движения оптическими методами только одной стороны тела человека. Все это приводит к неточному определению перемещений ОЦМТ.

Рассмотрим деление на фазы в спортивной ходьбе: здесь самое низкое положение ОЦМТ наступает с первой четверти опорного

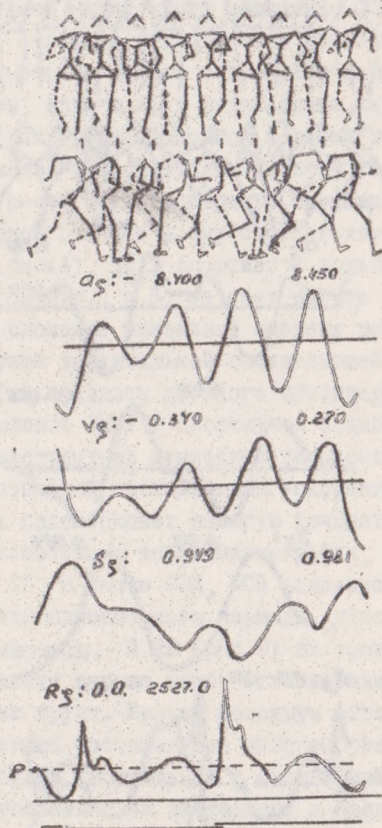


Рис. 3. Графики ускорения, скорости и перемещения СМТ, а также реакции опор при СС - вертикальная составляющая.

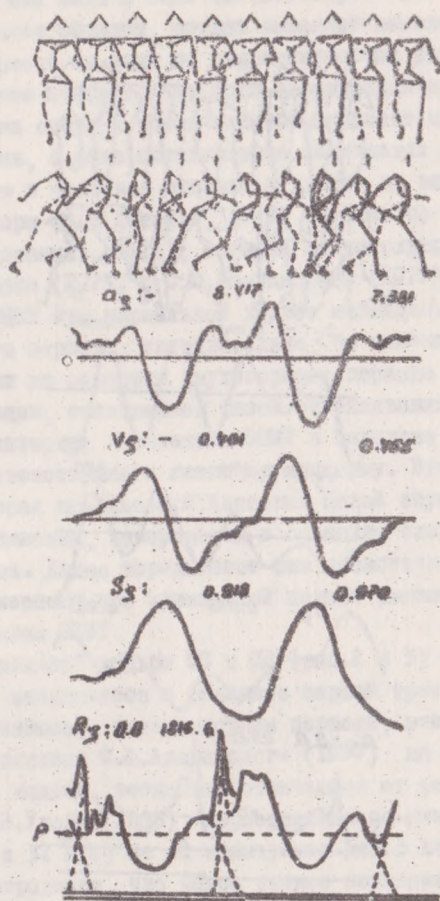


Рис. 4. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опор при НХ - вертикальная составляющая.

периода (см. рис. 2 и 3). С этого момента наступает I-я фаза отталкивания, она заканчивается после момента вертикали - достижения главного минимума - и соответствует экстремуму перемещения ОЦМТ. Следующее после этого повышение ОЦМТ соответствует фазе амортизации, 2-я фаза отталкивания проявляется при заднем толчке и заканчивается в момент постановки переносной ноги.

Таким образом, если в НК в двухопорном периоде в результате сложения опорных реакций правой и левой ноги при значительном (по сравнению со спортивной ходьбой) времени двухопорного периода имеет место экстремум суммарной вертикальной составляющей опорной реакции и ему соответствует минимум перемещения ОЦМТ (см. рис. 4), то в спортивной ходьбе для того же момента времени (см. рис. 2 и 3) за счет малого времени двухопорного периода сложение указанных опорных реакций приводит к минимуму суммарной вертикальной составляющей опорной реакции, что закономерно (по правилам двойного интегрирования) приводит к наивысшему положению ОЦМТ в спортивной ходьбе.

Совпадение экстремумов суммарной горизонтальной опорной реакции с горизонтальной составляющей ускорения ОЦМТ в исследуемых локомоциях подтверждает высокую точность применяемых методик стереофотоъемки и тензодиагностики, что видно на рис. 7-II. В СП и СС, а также СОН, СОВ максимум силы торможения приходится к началу одноопорного периода, максимум отталкивания - концу того же периода. В НК (рис. 9) экстремум торможения соответствует моменту отрыва ноги, отталкивания - моменту до постановки ноги на грунт. Причем максимум отталкивания для кривой горизонтальной составляющей опорной реакции одной ноги для всех видов ходьбы (нормальной и спортивной как без стартовых, так и с отягощениями на дистальной и проксимальной части голени) приурочен к заднему толчку, когда вертикальная составляющая опорной реакции при ее уменьшении становится равной весу испытуемого - такая закономерность была получена при анализе тензограмм БЗ испытуемых.

Поперечное смещение ОЦМТ при нормальной и спортивной ходьбе (рис. 12 и 13) осуществляется в направлении той опорной ноги, которая должна принять вес тела. Погрешность определения поперечной составляющей силы в ОЦМТ в силу несовпадения экстремумов соответствующей составляющей опорной реакции весьма существенна.

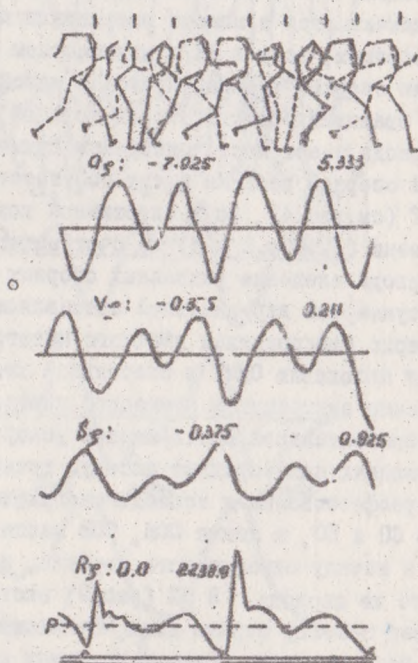


Рис. 5. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опоры при СОН - вертикальная составляющая.

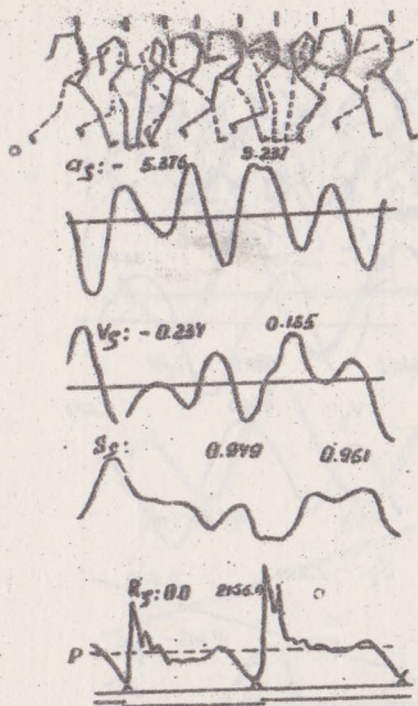


Рис. 6. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опор при СВР - вертикальная составляющая.

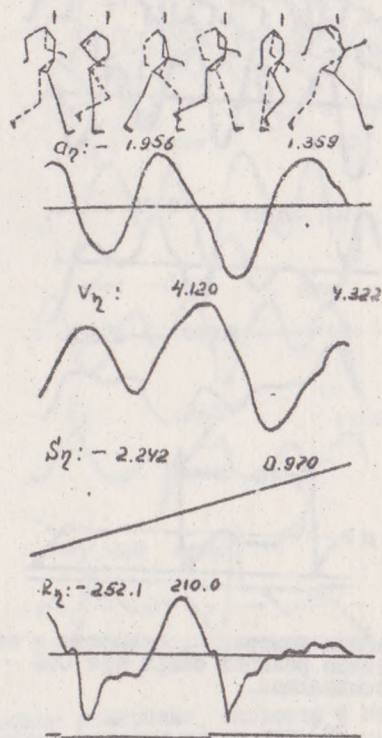


Рис. 7. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опоры при СП - продольная составляющая.

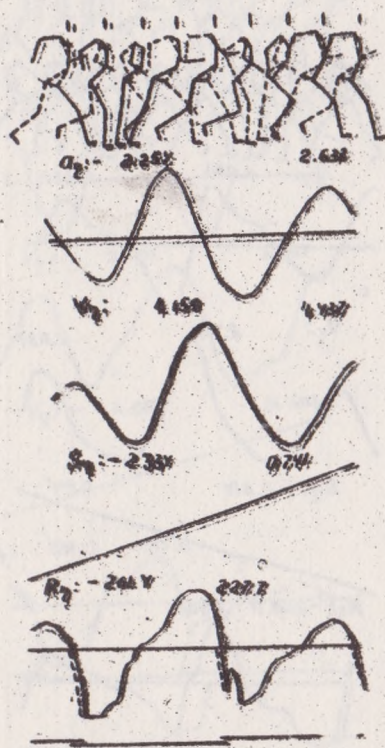


Рис. 8. Графики ускорения, скорости и перемещения ОМТ,
 а также реакция опор. при СС - продольная осес-
 тавляющая.

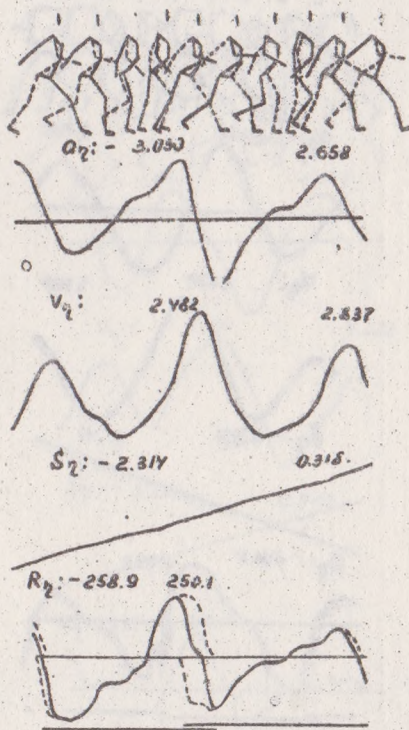


Рис. 9. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опоры при НХ – продольная составляющая.

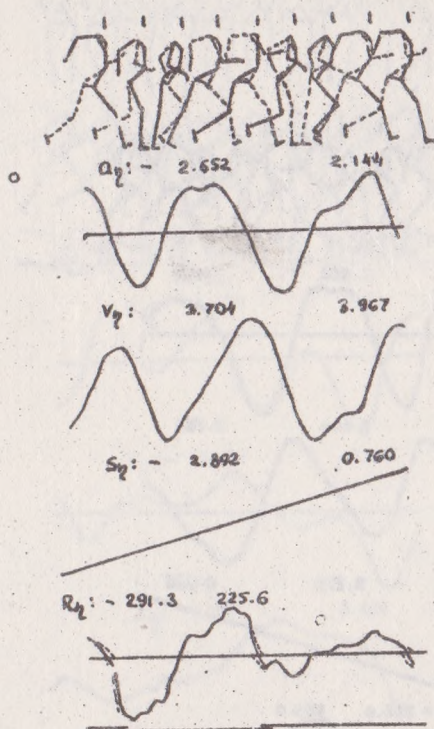


Рис. 10. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опоры при СОН - продольная составляющая.

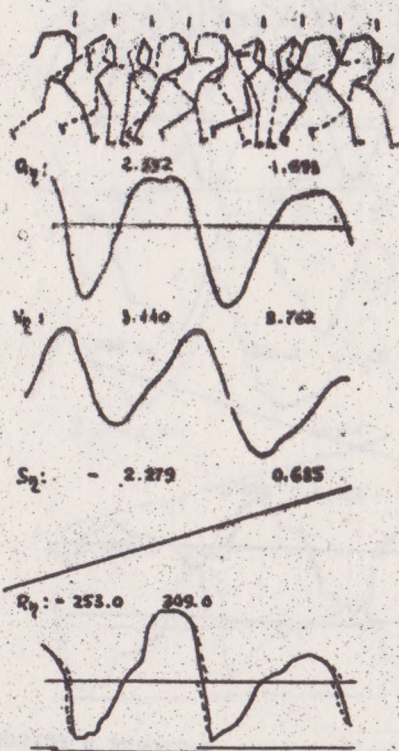


Рис. II. Графики ускорения, скорости и перемещения ОМТ, а также реакции опоры при СОВ - продольная составляющая.

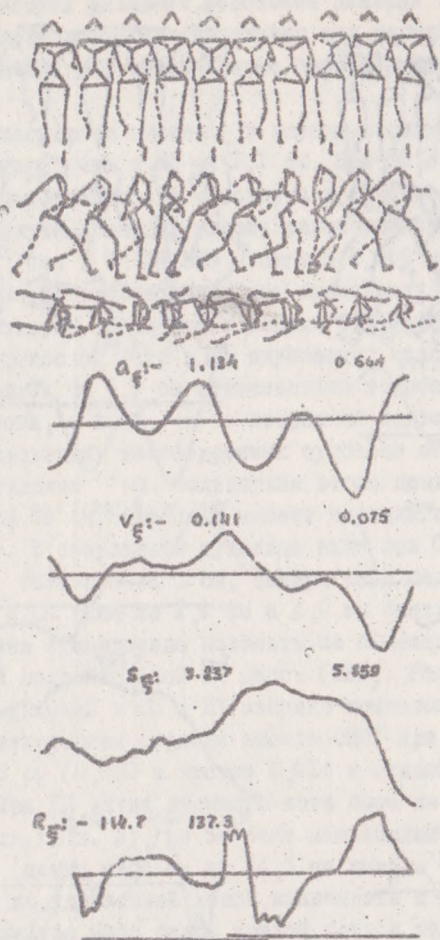


Рис. 12. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опоры при НХ - поперечная составляющая. Здесь и в дальнейших рисунках в указанных характеристиках положительные значения ускорений и опорных реакций соответствуют направлению слега направо от направления движения ходака, отрицательные - справа налево. Движению ОЦМТ слега направо соответствует возрастание значения кривой перемещения.

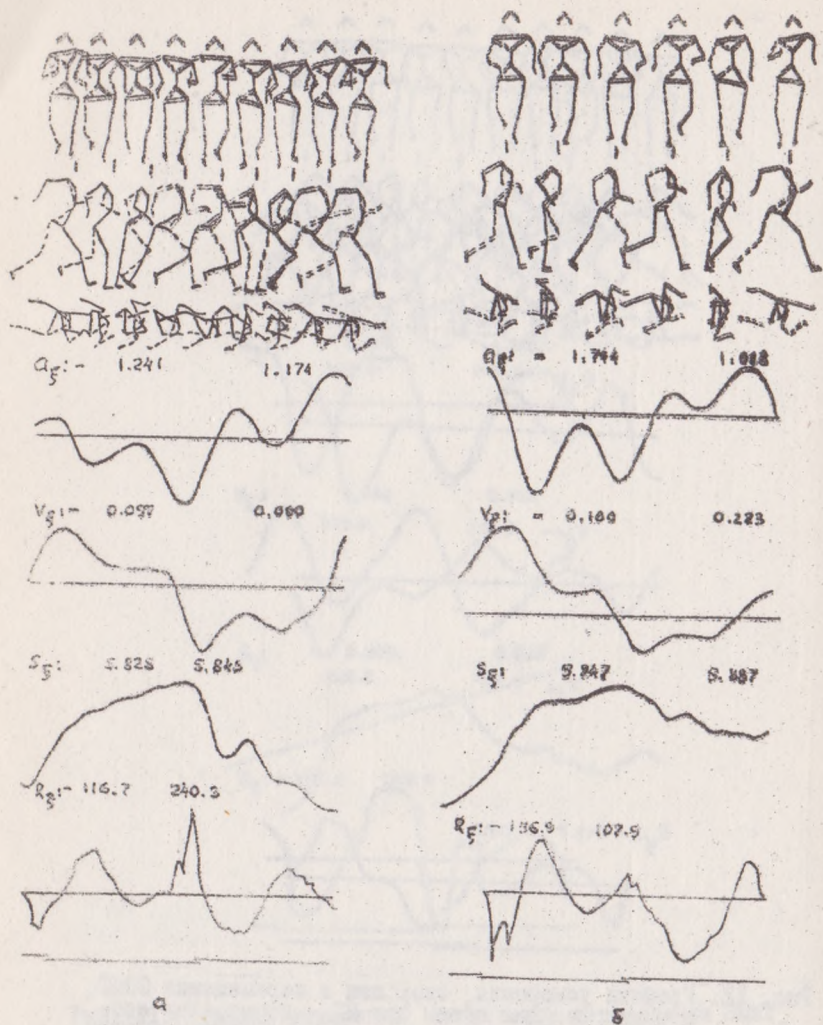


Рис. 13. Графики ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, а также реакции опоры при СС (а) и при СП (б) - поперечная составляющая.

Рассмотрим различия положений центров тяжести сегментов тела человека и ОЦМТ по вертикали при нормальной и спортивной ходьбе сначала для одноопорного периода, затем для двухопорного.

В одноопорном периоде, в момент вертикали, высота ОЦМТ при СП меньше, чем в НХ на 1,1 см. При СП опорная левая нога в этот момент полностью разогнута в коленном суставе, в НХ — слегка согнута, поэтому высота тазобедренного сустава опорной ноги ниже, чем в СП (0,856 м против 0,859 м относительно пола) на 3 мм. Опорная нога описывает проксимальным суставом дугу, вершина которой находится в момент вертикали. Тазобедренный сустав переносной ноги в СП опускается максимально низко — 0,802 м, т.е. на 5,7 см относительно тазобедренного сустава опорной ноги, а в НХ — есть вторичный подъем до 0,849 м и разница в положениях тазобедренных суставов опорной и переносной ноги составляет 7 мм. Вследствие этого центры масс отделов туловища при СП опускаются в момент вертикали, а при НХ — практически нет. В результате туловище ниже при СП на 2 см в сравнении с НХ, голова — на 3 см, центры масс бедра и голени переносной ноги в СП выше на 1,9 см и 2,9 см соответственно, что не в состоянии существенно повлиять на положение ОЦМТ вследствие небольшой относительной их массы (22%). Различия положений плечей и предплечий в СП и НХ взаимно компенсируются.

В двухопорном периоде высота ОЦМТ при СП больше, чем при НХ на 5,5 см (0,969 м против 0,914 м относительно центра масс стопы). При СП длина двойного шага была на 33 см больше, чем при НХ (см. табл. I), но за счет максимально согнутой стопы левой ноги (центр масс ее на 14,5 см выше СП), это приводит к перекату на удлинённой левой конечности и к более высокому положению центра масс бедра правой ноги и тазобедренных суставов: 0,824 м и 0,828 м против 0,780 м и 0,761 м правого и левого суставов соответственно в СП и НХ, т.е. на 4 и 5 см выше при СП. Это и приводит к более высокому положению нижнего и верхнего отделов туловища при СП на 5 см и 6 см соответственно, головы — на 3,7 см.

Амплитуда перемещения ОЦМТ при СП равна 0,032 м, а при НХ — 0,052 м, т.е. налицо организация движения ОЦМТ с целью минимизации вертикального перемещения и работы. Подтверждением

минимизации вертикальных колебаний ЦМТ при увеличении скорости ходьбы являются меньшие величины экстремумов, средних значений и импульсов сил вертикальной составляющей опорных реакций 14 квалифицированных ходоков по сравнению с теми же характеристиками 39 новичков, владеющих навыком спортивной ходьбы.

Если при нормальной ходьбе имеет место переход потенциальной энергии в кинетическую за счет изменений в противофазе вертикальной составляющей ЦМТ и продольной составляющей вектора скорости, то в спортивных видах ходьбы, за исключением СОН, также осуществляется подобный переход энергии, только не в течение одного шага, как в НХ, а цикла ходьбы в результате действия двигательной асимметрии в течение двух последующих двухопорных периодов (рис.14). Таким образом, в спортивной ходьбе происходит накопление потенциальной энергии в первом двухопорном периоде (левая нога впереди) и переход ее в кинетическую в следующем двухопорном периоде при более низком экстремуме вертикального перемещения ЦМТ с тенденцией общего понижения в течение цикла ходьбы.

Подтверждением этому являются данные по опорным реакциям обеих ног в десяти попытках (табл.2). Практически в каждой попытке оба экстремума переднего толчка правой ноги значительно больше тех же для левой ноги. Напомним, что в эти моменты положение ЦМТ минимально для каждого шага. Следуя закономерности, доказанной на примере соответствия кривых силы и перемещения (стр. 8), можно утверждать следующее: положение ЦМТ при переднем толчке правой ноги ниже, чем при переднем толчке левой ноги и имеет периодичность цикла ходьбы, а не шага. Причину этого показывает анализ перемещений звеньев тела в сопоставлении с импульсами сил передних толчков на примере СС (аналогичная картина обнаружена и в других видах ходьбы). Оказалось, что испытуемый при опоре правой ногой прогнёт тазобедренный сустав нижней ноги относительно тазобедренного сустава опорной ноги ниже на 7,6 см, а при опоре левой ногой правый тазобедренный сустав ниже левого на 2,6 см (рис.15). Таким образом, амплитуда вращения таза во фронтальной плоскости больше в момент переднего толчка на 5 см. Поскольку туловище соединено с тазом, то движения последнего вызывают соответствующую разницу опускания

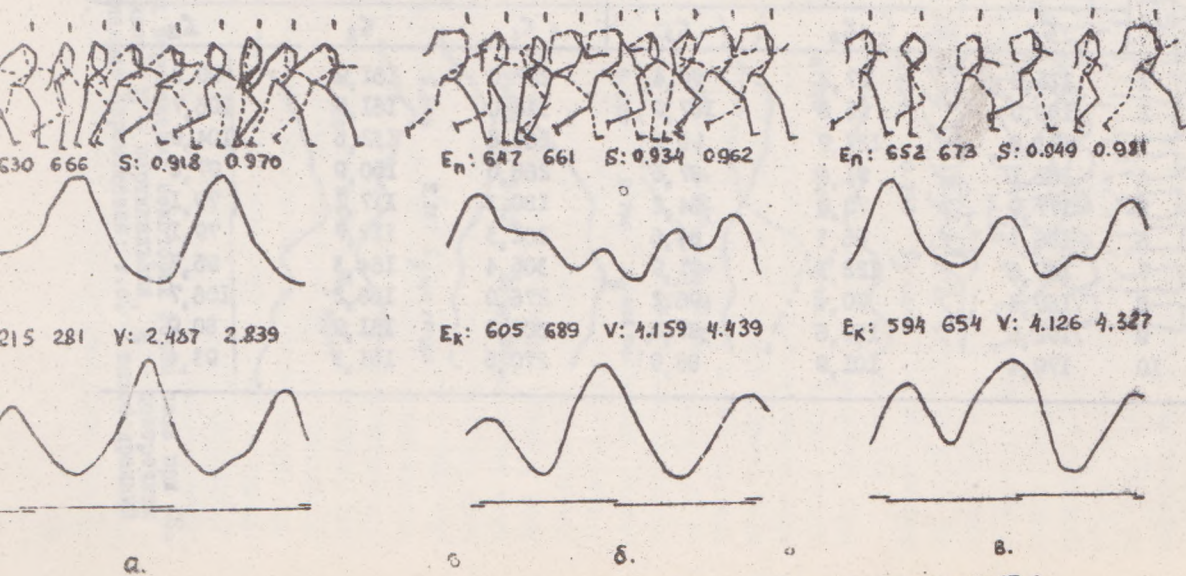


Рис. 14. Графики потенциальной (E_n) и кинетической (E_k) энергии (в джоулях), а также вертикального перемещения (S , м) и скорости (V , м/с) ОЦТ

Экстремальные значения первых двух ударных пиков переднего (ξ_1, ξ_2) и заднего (ξ_3) толчков вертикальной составляющей опорной реакции для левой и правой опорных ног при СС (кг). Испытуемый А-р.П.

№ п/п	Левая опорная нога			Правая опорная нога		
	ξ_1	ξ_2	ξ_3	ξ_1	ξ_2	ξ_3
1	175,0	97,2	90,4	257,0	161,9	90,2
2	188,0	95,8	107,9	316,0	161,9	106,7
3	173,8	127,9	90,4	268,6	132,5	104,9
4	162,1	91,4	87,5	268,0	150,9	97,5
5	177,9	70,0	64,2	180,3	117,7	79,1
6	186,7	96,3	84,6	261,3	117,7	79,1
7	189,6	128,3	91,9	305,4	164,3	95,7
8	169,2	90,4	96,2	276,0	158,2	106,7
9	192,5	119,6	87,5	301,7	161,9	80,9
10	179,4	101,9	88,9	270,5	151,3	93,4

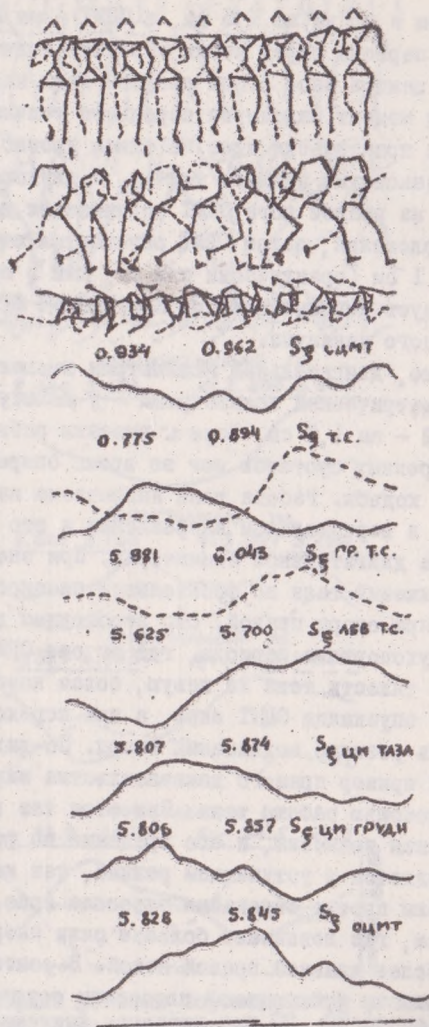


Рис. 16. Графики перемещений некоторых точек тела при СС. Обозначения: ξ - вертикальная, ξ - поперечная составляющие перемещения; т.с. - тазобедренный сустав.

Таза на 2,2 см и груди на 1,5 см, а ОЦМТ - на 2,8 см. В момент двухопорного периода перед левым передним толчком высота ОЦМТ относительно центра масс стопы опорной ноги максимальна и имеет 1,022 м, в момент максимума переднего толчка опускается на 1,3 см, затем практически идет на одном уровне до опускания от минимума до максимума заднего толчка. К двухопорному периоду перед опорой на правой ноге ОЦМТ поднимается до очередного максимального положения, затем ОЦМТ опускается относительно этого максимума на 1 см (практически так же, как и при левом толчке), но затем следует компенсационное поднимание ОЦМТ на 1,6 см к моменту главного минимума.

Как видно, двигательная асимметрия вызвана в первую очередь антропометрической асимметрией - у испытуемого левая нога короче правой - на 1,8 см. Этим вызваны разные максимумы высоты тазобедренных суставов ног во время опоры (см. табл. 3) при всех случаях ходьбы. Работа таза направлена на минимизацию колебаний ОЦМТ в вертикальном направлении и это особенно очевидно на примере двигательной асимметрии. При опоре левой ногой амплитуда движений таза во фронтальной плоскости значительно меньше, чем при опоре правой. Это необходимо для того, чтобы с момента двухопорного периода, где высота ОЦМТ наибольшая, при переносе тяжести тела на левую, более короткую ногу, избежать резкого опускания ОЦМТ вниз, а при переходе на правую ногу - избежать резкого поднимания вверх. По-видимому, здесь имеется удачный пример прямого доказательства минимизации колебаний ОЦМТ с помощью работы таза. При этом таз ведет себя как амортизационная подвеска, и его вращение во фронтальной плоскости осуществляется в уступающем режиме, так как угловые ускорения направлены против опускания туловища (рис. 16). Вращение таза больше там, где возникают большие силы инерции - при переднем толчке более длинной правой ногой. Вероятно, управление движением таза во фронтальной плоскости осуществляется на спинальном уровне, а напряжение мышц таза, совершающих уступающую работу, регулируется по миеостатическому рефлексу.

Возвращаясь к объяснению асимметрии передних толчков, находим, что увеличение импульса силы во время переднего толчка правой ногой потребовалось в основном для работы на поднимание

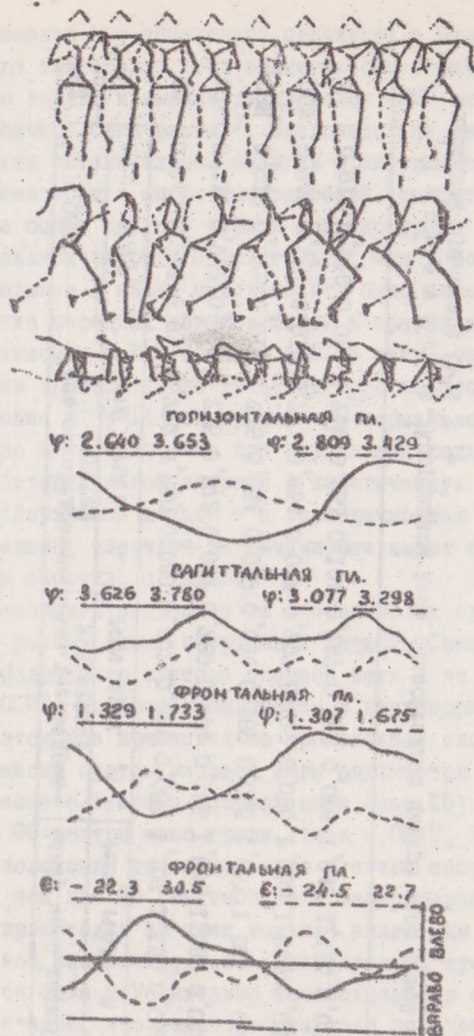


Рис. 16. Графики угловых перемещений и угловых ускорений сегментов туловища при СС. Обозначения: φ - угловые перемещения (рад), ϵ - угловые ускорения (рад/с²) таза (—) и груди (---); возрастание значения перемещения соответствует вращению сегмента по часовой стрелке (см. вид сбоку, вид спереди и вид сверху на кинетограмме), уменьшение - против часовой стрелки.

Таблица 3

Вертикальные координаты и амплитуды перемещений некоторых точек тела при различных видах ходьбы

Вид ходьбы	ОЦМТ			Лев. тазобедренный сустав			Прав. тазобедренный сустав			Центр масс таза			Центр масс груди		
	MIN	MAX	A	MIN	MAX	A	MIN	MAX	A	MIN	MAX	A	MIN	MAX	A
СП	0,949	0,981	0,032	0,779	0,856	0,080	0,802	0,888	0,086	1,107	1,150	0,043	1,210	1,257	0,047
СС	0,934	0,962	0,028	0,775	0,872	0,097	0,789	0,894	0,105	1,036	1,082	0,046	1,197	1,233	0,036
СОН	0,910	0,925	0,015	0,775	0,854	0,079	0,804	0,889	0,085	1,053	1,091	0,038	1,212	1,226	0,014
СОВ	0,949	0,961	0,016	0,777	0,854	0,077	0,797	0,877	0,080	1,055	1,093	0,038	1,207	1,234	0,027
НХ	0,918	0,970	0,052	0,759	0,863	0,104	0,787	0,863	0,076	1,042	1,115	0,073	1,172	1,246	0,074

Примечание. Координаты даны относительно центра масс левой стопы в самом низком положении при опоре (м).

ОЦМТ с момента его наименьшего положения в цикле ходьбы. При СОН, когда таз осуществлял вращение симметрично, импульсы сил переднего толчка и амплитуды движения ОЦМТ во время обоих передних толчков были равны^{х)}. Следовательно, можно утверждать, что переход потенциальной энергии в кинетическую осуществляется для компенсации антропометрической асимметрии ног с целью выхода на более длинную правую ногу во время опоры без особых дополнительных затрат. Показательно, что у всех 14 квалифицированных ходоков в нашем эксперименте было зарегистрировано резкое отличие передних толчков левой и правой ногой. Кроме того, А.К.Покатиловым и В.Г.Саниным (1974) также была обнаружена асимметрия вращательного движения таза во фронтальной плоскости на уровне 4° у 14 испытуемых при нормальной ходьбе.

Можно заключить, что при нормальной ходьбе происходит переход потенциальной энергии в кинетическую с периодичностью шага, в спортивной ходьбе — с периодичностью цикла ходьбы. Следовательно, элементы экономичности имеет не только нормальная, но и спортивная ходьба.

Остановимся подробнее на особенностях организации движения ОЦМТ при разных видах спортивной ходьбы. Самое высокое положение тазобедренного сустава опорной ноги — не самое высокое положение ОЦМТ, которое наблюдается в двухопорном периоде, так как при этом таз вращается во фронтальной плоскости так, что тазобедренный сустав маховой ноги опускается вниз относительно тазобедренного сустава опорной ноги (рис.15).

При СС центры масс груди, таза и ОЦМТ, несмотря на самое высокое положение тазобедренного сустава опорной ноги, находятся ниже, чем при СП (см.табл.3) в экстремальных значениях высоты. Это происходит за счет большей амплитуды работы таза во фронтальной плоскости, т.е. тазобедренный сустав маховой ноги опускается ниже относительно тазобедренного сустава опорной ноги. Очевидно, что такая работа таза понадобилась для минимизации перемещений в вертикальном направлении, которую автоматически требует сам способ ходьбы при СС, где нога в начале оп-

^{х)} Симметричное вращение таза, вызвавшее симметрию минимумов вертикального перемещения ОЦМТ, было обусловлено более длинным первым шагом (см.табл.1). Вероятно, причиной этого была вариативность ходьбы, усиленная отягченностями на дистальной части голени.

ры ставится согнутой в коленном суставе (в этот момент имеется двухпородный период, где ОЦМТ находится в максимально высоком положении) ниже, чем при СП, где нога ставится выпрямленной (см. табл. 3). Чтобы продолжить путь ОЦМТ по траектории, мало чем отличающейся по амплитуде от той же траектории при СП, нужен больший перенос таза во фронтальной плоскости, что вызовет соответственно и более низкое положение туловища и ОЦМТ. Характерно также, что при СС испытуемый ст. вит стопы ближе друг к другу в поперечном направлении. Так, если при СП расстояние между центрами голеностопных суставов в моментах наибольшего отведения тазобедренных суставов опорных ног равно 15 см, то при СС - 11,9 см. Это и объясняется большее расстояние между тазобедренным суставом и центром голеностопного сустава при СС, чем при СП. Вместе с тем это вызывает уменьшение амплитуды перемещения в поперечном направлении. В результате амплитуда перемещения ОЦМТ при СС меньше, чем при СП в обоих направлениях (см. табл. 3 и 4). Однако основным фактором уменьшения колебаний ОЦМТ при спортивных видах ходьбы являются взаимно компенсаторные вращения сегментов туловища.

Таблица 4

Амплитуды поперечных перемещений некоторых точек тела при разных видах ходьбы (м)

Наименование точки	Виды ходьбы				
	СП	СС	СОН	СОВ	НХ
Левый тазобедренный сустав	0,073	0,075	0,086	0,077	0,060
Правый тазобедренный сустав	0,068	0,052	0,062	0,061	0,061
Ц.м. таза	0,086	0,070	0,087	0,098	0,029
Ц.м. груди	0,031	0,051	0,042	0,052	0,029
ОЦМТ	0,024	0,016	0,040	0,035	0,018
Ц.м. лев. бедра	0,056	0,063	0,065	0,041	0,035
Ц.м. лев. голени	0,023	0,039	0,049	0,058	0,027

Следует обратить внимание, что в моментах крайних положений тазобедренного сустава опорной ноги центры масс таза и груди принимают также крайние, но противоположные в поперечном направлении положения. Например, тазобедренный сустав левой ноги находится максимально слева от левой стопы, а центры масс таза и груди — справа (см. рис. 15). При этом во фронтальной плоскости осуществляются взаимно противоположные вращения так, что таз провисает вниз, а грудь наклонена левым плечом к левому тазобедренному суставу. И тем не менее ОЦМТ достигает своего крайнего положения к моменту двухпикового периода, где происходит перенос тяжести тела на противоположную ногу.

Итак, крайне высокие положения тазобедренного сустава опорной ноги обеспечивают один из пиков ОЦМТ вверх в момент вертикали, совпадающий с главным минимумом опорной реакции. В этот момент тазобедренный сустав опорной ноги имеет и крайне боковое положение сразу от опорной стопы, но при этом ОЦМТ доходит только до половины своего пути в противоположную сторону за счет смещения туловища в этом же направлении. При НХ колебание ОЦМТ в поперечном направлении одно из самых минимальных (табл. 4). В противоположность СС и СП при НХ стопы ставятся шире в поперечном направлении (17,9 см). Однако вращение таза и груди во фронтальной плоскости намного меньше, чем при спонтанных видах ходьбы, что видно из амплитуд их поперечных перемещений, в результате это и определяет минимальные колебания ОЦМТ. Вертикальные колебания ОЦМТ при НХ самые значительные, как и перемещения тазобедренных суставов ног и сегментов туловища.

Отягощения на голенях повлияли на колебания ОЦМТ в различных направлениях по-разному: в вертикальном — в сторону уменьшения (см. табл. 3), в поперечном — в сторону увеличения. Уменьшение в вертикальном направлении произошло при меньшей амплитуде вращения таза во фронтальной плоскости (см. относительные перемещения тазобедренных суставов ног, табл. 3). Отягощения привели к увеличению амплитуд угловых и линейных перемещений голеней в поперечном направлении (см. табл. 4). Это объясняется как изменением диаметра голеней на 2 см (за счет наложения отягощений), что сделало невозможным близкий пронос икроной ноги мимо опорной, так и инерцией отягощений. Последнее обстоятельство имело

большее значение, так как при СОН и СОВ стопы ставились шире, чем при СС. Для сравнения - при СС поперечное расстояние между стопами равно 11,9 см, при СОН и СОВ - 18,9 и 18,4 соответственно. При этом тазобедренные суставы опорных ног отводятся наружу от стоп больше, чем при СС. Однако амплитуды движений тазобедренных суставов, а также центра масс таза увеличились не так значительно, как перемещение тазобедренных суставов в крайних положениях относительно центра голеностопных суставов. Это объясняется в первую очередь меньшей угловой амплитудой движения сегментов туловища в горизонтальной плоскости, вызванной все той же широкой постановкой стопы. В результате испытуемый был вынужден идти "вперевалку", что и сопровождалось большими колебаниями ОЦМТ в поперечном направлении.

Вращательное движение таза человека относительно ОЦМТ при ходьбе может быть проанализировано с помощью такого динамического показателя, как изменение кинетического момента относительно ОЦМТ. Рассмотрим изменение этой величины относительно трех осей: вертикальной, продольной и поперечной - для нормальной и спортивной ходьбы.

Изменение кинетического момента относительно вертикальной оси в горизонтальной плоскости (рис.17) связано с поворотом тела против часовой стрелки (если смотреть сверху) при опоре левой ноги и по часовой - при опоре правой, что указывает на поворот всего тела ходока вокруг опорной стопы в направлении ходьбы. В двухопорном положении изменение кинетического момента в горизонтальной плоскости равно нулю.

Во фронтальной плоскости импульсы моментов, действующих относительно продольной оси (рис.18), поворачивают тело в сторону той опорной ноги, которая должна принять вес человека. Накопление кинетического момента в этой плоскости осуществляется при опоре левой ноги и уменьшение - при опоре правой. Отягощения на проксимальной (СОВ) и дистальной (СОН) части голени в спортивной ходьбе приводят к такому же изменению кинетического момента, как и в нормальной ходьбе, но с большими экстремальными значениями - 31,3 нмс и 30,3 нмс соответственно против 25,9 нмс в НХ, что в два раза превосходит те же значения в СП и СС - 16,7 нмс и 12,8 нмс. Это можно связать с увеличением момента инерции нижней конечности во фронтальной плоскости при ходьбе с отягощениями.

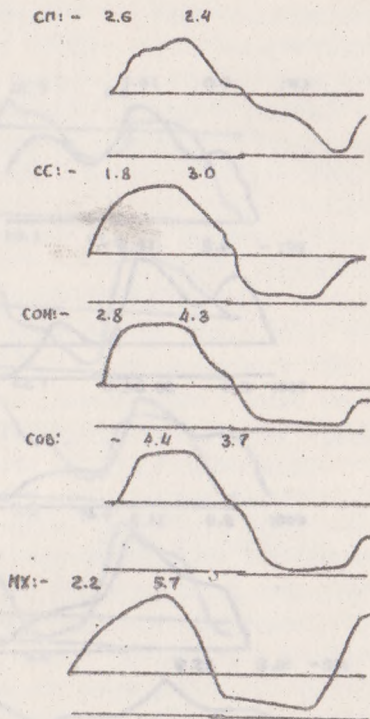


Рис. 17. Графики изменения импульса момента силы реакции опоры относительно ОЦМТ в горизонтальной плоскости, нмс. Примечания: положительное значение соответствует поворот, шела против часовой стрелки, отрицательное - по часовой стрелке (вид сверху).

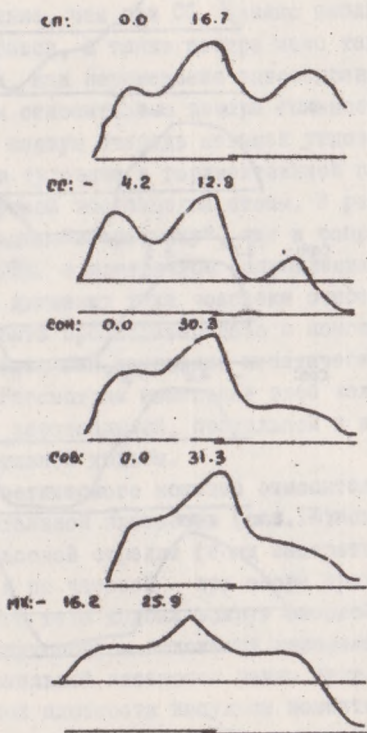


Рис. 18. Графики изменения импульса момента силы реакции опоры относительно ОЦМТ в фронтальной плоскости, нмс. Примечание: увеличение импульса соответствует повороту тела вправо, уменьшение - повороту влево (вид спереди).

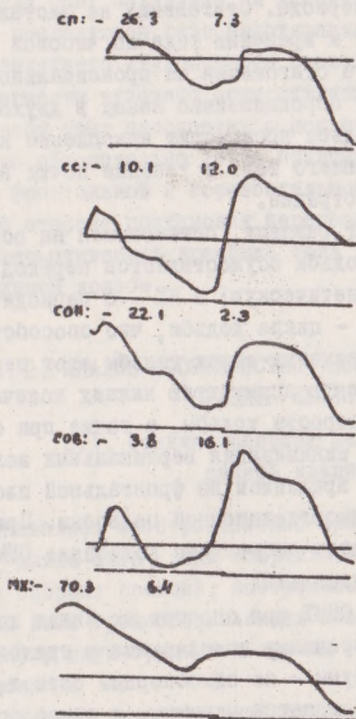


Рис. 19. Графики изменения импульса момента силы реакции опоры относительно ОЦМТ в сагиттальной плоскости, нмс. Примечание: положительное значение соответствует вращению тела назад, отрицательное - вперед (вид сбоку).

В сагиттальной плоскости изменение кинетического момента относительно поперечной оси в спортивной ходьбе (рис.19) связано с поворотом тела при наступании ноги сначала против часовой стрелки (положительное значение) — опрокидывающий момент, затем — по часовой стрелке (отрицательное значение момента) в течение одноопорного периода. Отягощения на дистальной части голени (СОН) приводят к вращению тела по часовой стрелке в течение цикла ходьбы, а отягощения на проксимальной части голени — к значительному опрокидыванию назад в двухопорном периоде. В нормальной ходьбе происходит накопление кинетического момента, поворачивающего тело в течение почти всего опорного времени по часовой стрелке.

Подводя краткий итог разделу, остановимся на основном:

1. При всех видах ходьбы осуществляется переход потенциальной энергии ОЦМТ в кинетическую: в НХ — с периодичностью шага, в спортивных видах — цикла ходьбы, что способствует экономичности ходьбы. В спортивных видах ходьбы этот переход компенсирует антропометрическую асимметрию нижних конечностей.

2. При увеличении скорости ходьбы, а также при отягощениях на голених происходит минимизация вертикальных колебаний ОЦМТ. Это обеспечивается вращением во фронтальной плоскости таза, выполняющего роль амортизационной подвески. При ходьбе с отягощениями увеличиваются поперечные колебания ОЦМТ. При СС, СП и НХ колебания минимальны.

3. Максимумы высоты ОЦМТ при спортивных видах ходьбы совпадают с крайними поперечными положениями и приходятся на двухопорный период, минимумы — на одноопорный период. При НХ в двухопорном периоде наблюдается минимум, в одноопорном — максимум высоты ОЦМТ. Крайние поперечные положения ОЦМТ аналогичны тем же при спортивных видах ходьбы.

4. Кривые вертикального перемещения ОЦМТ соответствуют опорным реакциям. При этом максимум перемещения совпадает с минимумом вертикальной составляющей опорной реакции. При спортивных видах ходьбы по закономерностям движения ОЦМТ в вертикальном направлении вытекает обоснованное деление опорного периода на две фазы амортизации и две фазы отталкивания: первая фаза отталкивания, соответствующая самому низкому положению ОЦМТ, наступает с первой четверти одноопорного периода и

заканчивается после момента вертикали, вторая - проявляется при заднем толчке и заканчивается в момент постановки переносной ноги. При НХ имеется фаза отталкивания и амортизации, причем фаза отталкивания наступает в середине двухопорного периода, когда положение ОЦМТ наименьшее, и заканчивается в момент главного минимума, последующая фаза амортизации связана с опусканием ОЦМТ до следующего двухопорного периода.

5. Сегменты туловища осуществляют взаимно встречные вращения во всех трех плоскостях с целью уменьшить повороты всего тела ходока относительно точки приложения силы реакции опоры. Однако во фронтальной и горизонтальной плоскостях тело поворачивается в сторону постановки переносной ноги. Отягощенные увеличивают вариативность вращения тела в сагиттальной плоскости при спортивной ходьбе.

2. АНАЛИЗ ОСОБЕННОСТЕЙ ОПОРНЫХ РЕАКЦИЙ У ХОДЯКОВ РАЗНОЙ КВАЛИФИКАЦИИ

2.1. Отличия опорных реакций у спортсменов разной квалификации

Сравнивались пространственно-временные характеристики - скорость, длина шага, темп спортивной ходьбы; временные характеристики опорных реакций; экстремальные, средние силы и импульсы сил всех трех составляющих опорных реакций (всего 13 показателей) у двух групп испытуемых - ходоков и новичков (см. Введение).

Как показал дисперсионный анализ, были выявлены следующие различия для скорости ходьбы, длины шагов и темпа ходьбы, а также временных характеристик опорных реакций. При ходьбе с максимальной скоростью ходоки имели большую скорость ходьбы и меньшее время опоры, чем новички. Длина шага и время переносного периода существенно не отличались. Вертикальная составляющая опорной реакции для обеих групп испытуемых качественно не отличалась и имела вид, характерный как для нормальной, так и спортивной ходьбы. Относительные величины минимума вертикальной составляющей: максимума в момент заднего толчка (в долях от веса испытуемого) существенно не отличались для этих групп испытуемых и составили $1,606 \pm 0,163$; $0,836 \pm 0,225$

для ходоков и $1,524 \pm 0,34$; $0,695 \pm 0,289$ для новичков соответственно. Причем у всех испытуемых величина второго максимума (заднего толчка) не превышала значения удвоенного веса, что находится в соответствии с данными Н.А.Берштейна (1935) по нормальной ходьбе.

Однако первый максимум вертикальной составляющей опорной реакции, соответствующий переднему толчку (ударный) существенно меньше у ходоков, чем у новичков (см.рис.20). Для первой группы испытуемых его относительная величина составляет $1,966 \pm 0,367$, а для второй группы - $2,455 \pm 0,643$. Это можно объяснить более мягкой постановкой ноги на грунт спортсменами высокой квалификации, обладающими совершенной техникой спортивной ходьбы. Результаты определения первого максимума вертикальной составляющей опорной реакции согласуются с исследованиями В.В.Ухова (1967).

Импульс вертикальной составляющей опорной реакции больше у новичков за счет большего времени опоры и большей величины первого максимума вертикальной составляющей и составляет $21,084 \pm 3,909$ кгс, у ходоков - $17,351 \pm 1,31$ кгс.

Горизонтальная составляющая опорной реакции у двух групп испытуемых качественно не отличается и имеет, как и при нормальной ходьбе, фазу торможения и фазу отталкивания. По данным дисперсионного анализа, время торможения и время отталкивания у ходоков существенно меньше, чем у новичков. Однако экстремум, средняя сила и импульс отталкивания меньше ($19,0 \pm 5,2$ кгс, $7,5 \pm 1,6$ кгс, $0,92 \pm 0,39$ кгсс у ходоков против $23,8 \pm 7,6$ кгс, $9,5 \pm 3,8$ кгс, $1,91 \pm 0,8,1$ кгсс у новичков соответственно), но больше средняя сила торможения.

Поперечная составляющая опорной реакции имеет вид, показанный на рис. 20. В момент постановки ноги в поперечном направлении развивается сила опорной реакции, направленная наружу. В середине одноопорного периода, соответствующего наступанию всей ноги на опору, действует сила, направленная внутрь. Момент отталкивания левой ногой для поперечной составляющей опорной реакции характеризуется волной силы, направленной опять наружу, т.е. за весь период опоры дважды меняет направление действия поперечной составляющей опорной реакции, отражая колебательный характер изменения этой силы. Сравнительная временные и динамические характеристики попе-

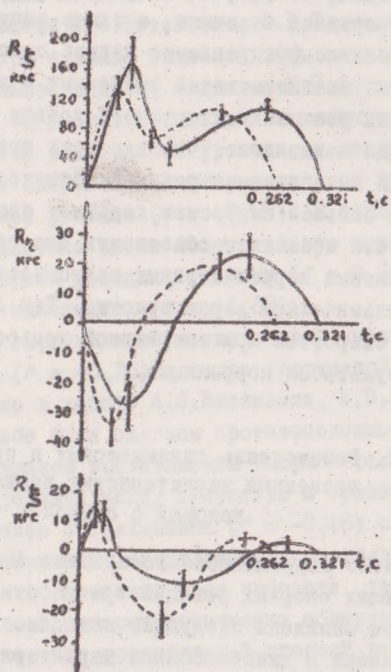


Рис. 20. Графики вертикальной (ξ), горизонтальной (η) и поперечной (ξ) составляющих опорной реакции, построенные по средним данным для группы новичков (—) и ходяков (---). Вертикальными линиями обозначены дисперсии для соответствующих значений.

речной составляющей опорной реакции у двух групп испытуемых, можно отметить следующее:

для группы ходоков время, характеризующееся первой волной действия этой силы, меньше, а экстремум и средняя сила больше; максимум, средняя величина, а также импульс второй волны действия силы больше (направление внутрь относительно стопы).

Проведенный анализ отличий временных и динамических характеристик опорных реакций в спортивной ходьбе у спортсменов разной квалификации показывает, что для всех трех составляющих опорных реакций качественные различия отсутствуют, а количественные вызваны большей скоростью ходьбы у спортсменов высокой квалификации, что позволяет объединить две группы в одну выборку при выявлении корреляционных зависимостей исследуемых временных и динамических характеристик. Тем самым увеличивается диапазон скоростей при спортивной ходьбе и достоверность получаемых результатов корреляции.

2.2. Взаимосвязь динамических и пространственно-временных характеристик взаимодействия ходоков с опорой

В результате корреляционного анализа 42 показателей для трех составляющих опорных реакций при спортивной ходьбе у 53 испытуемых были выявлены следующие зависимости между пространственно-временными и динамическими характеристиками.

С увеличением скорости спортивной ходьбы происходит увеличение длины шага ($r = 0,8$) и уменьшение времени опоры ($r = -0,74$), что подтверждает данные М.С.Захарова (1975) по спортивной ходьбе. Взаимосвязь скорости, длины шага и темпа ходьбы такая же, как и при нормальной ходьбе.

Изменение динамических характеристик вертикальной составляющей опорной реакции с увеличением скорости ходьбы проявляется в возрастании относительной величины экстремальной силы в момент заднего толчка ($r = 0,47$), относительной величины минимальной силы в момент вертикали ($r = 0,54$) и средней динамической силы ($r = 0,51$)^х.

^х Для выборки при $n = 53$ оценка коэффициента корреляции ниже 0,35 недостоверна при 1% уровне значимости.

Значение относительной величины минимума вертикальной составляющей опорной реакции увеличивается также с ростом длины шага ($r = 0,36$) и темпа ходьбы ($r = 0,7$), последнее согласуется с данными В.В.Ухова (1963), но противоречит результатам исследования А.С.Витензона, Н.В.Баскаковой (1975), проведенными ими при анализе влияния длины шага на опорные реакции при нормальной ходьбе, и данным Я.В.Левина и др. (1970), свидетельствующим об уменьшении величины минимума вертикальной составляющей опорной реакции при увеличении темпа ходьбы.

С увеличением скорости ходьбы уменьшается время наступления минимума опорной реакции ($r = -0,59$). В свою очередь, эта временная характеристика имеет положительную корреляцию с первым максимумом опорной реакции, ударным ($r = 0,36$) и отрицательную со вторым максимумом ($r = -0,68$).

Импульс силы вертикальной составляющей уменьшается с увеличением скорости ($r = -0,35$) и темпа спортивной ходьбы ($r = -0,58$). Однако в работе А.С.Витензона, М.П.Поляна (1970) по нормальной ходьбе были сделаны противоположные выводы.

Для горизонтальной составляющей опорной реакции найдена отрицательная корреляция между скоростью и временем торможения ($r = -0,39$), временем отталкивания ($r = -0,46$) соответствующих фаз. Достоверных изменений экстремальных и средних сил торможения и отталкивания в зависимости от скорости, темпа ходьбы и длины шага для данной выборки испытуемых обнаружено не было.

Изменение поперечно составляющей опорной реакции при увеличении скорости ходьбы связано с уменьшением времени действия первой волны, направленной наружу ($r = -0,48$), и времени действия второй волны, направленной внутрь ($r = -0,36$), и с увеличением экстремальной силы последней ($r = 0,37$), т.е. с увеличением скорости ходьбы растет поперечная сила реакции опоры, направленная внутрь при опоре на всю стопу в середине опорного периода.

Чем меньше время действия второй волны, тем больше импульс третьей волны ($r = -0,57$), проявляемой в момент отталкивания.

Импульс силы первой волны имеет положительную корреляцию с импульсом второй волны поперечной составляющей ($r = 0,6$), а последний импульс отрицательно коррелирует с импульсом силы третьей волны этой составляющей опорной реакции ($r = -0,40$).

Для сагиттальной плоскости была обнаружена следующая взаимосвязь временных и динамических характеристик вертикальной и горизонтальной составляющих опорной реакции. Время наступления минимума вертикальной составляющей опорной реакции имеет положительную корреляцию со временем торможения по горизонтальной составляющей ($r = 0,62$), другими словами, минимуму вертикальной составляющей приурочен к окончанию торможения по горизонтали, когда продольная составляющая равна нулю, в силу этого импульс торможения горизонтальной составляющей коррелирует с указанным временем вертикальной компоненты ($r = 0,46$).

Во фронтальной плоскости уменьшение времени действия второй волны поперечной составляющей (середина одноопорного периода) соответствует увеличению относительной величины минимума вертикальной компоненты опорной реакции ($r = -0,36$), что связано с ростом скорости спортивной ходьбы. А экстремум поперечной силы второй волны имеет положительную корреляцию со средней динамической силой по вертикали ($r = 0,39$).

2.3. Изменение динамических и пространственно-временных характеристик под влиянием отягощений

Как показал дисперсионный анализ, проведенный на 14 испытуемых - ходьбах высокой квалификации в условиях спортивной ходьбы без отягощений и с отягощениями на проксимальной и дистальной частях голени, наложение отягощений в обоих случаях приводит к достоверному уменьшению скорости ходьбы, темпа ходьбы и увеличению одноопорного периода и времени переноса (последнее связано с изменением частоты собственных колебаний конечности и согласуется с данными А.В.Саранцева - 1973).

При ходьбе с отягощениями на проксимальной части голени происходит уменьшение длины одиночного шага, а также приведенной ее длины (абсолютного значения, деленного на рост человека).

В обоих случаях ходьбы с отягощениями для вертикальной составляющей опорной реакции увеличивается время наступления минимума опорной реакции, а также увеличивается импульс силы. Для горизонтальной составляющей опорной реакции найдено увеличение как времени, так и импульса торможения.

Все остальные значения экстремальных и средних сил, импульсов сил вертикальной, горизонтальной и поперечной составляющих опорной реакции для группы ходоков во всех случаях спортивной ходьбы (без отягощений и с отягощениями на проксимальной и дистальной части голени) были статистически не отличимы.

Однако наложение отягощений на голень при спортивной ходьбе по-иному влияет на пространственно-временные и динамические характеристики опорных реакций в группе новичков, где еще не прочен навык спортивной ходьбы.

Прежде всего на этой выборке испытуемых не было обнаружено существенного изменения скорости, длины шага и темпа ходьбы, как это было показано на группе ходоков.

Отягощения на дистальной части голени вызвали увеличение относительной величины минимума вертикальной составляющей опорной реакции по отношению к спортивной ходьбе без отягощений.

Отягощения на проксимальной части голени привели к увеличению экстремальной силы отталкивания по горизонтальной составляющей.

Наибольшие изменения претерпела поперечная составляющая опорной реакции. Наложение отягощений вызвало достоверное увеличение времени действия первой волны, направленной наружу; отягощения на дистальной части голени — увеличение максимальной, средней силы и импульса силы действия первой волны поперечной составляющей.

Отягощения на проксимальной части голени привели к увеличению импульса поперечной силы реакции опоры, направленной наружу в момент постановки ноги по сравнению с тем же значением при ходьбе без отягощений.

Изложенные в разделе данные позволяют определить основные различия между квалифицированными ходоками и новичками.

Квалифицированные ходоки характеризуются следующими особенностями:

- 1) меньшим временем опоры, большей длиной и частотой шага;
- 2) большими относительными величинами главного минимума и заднего толчка (экстремум), а также средней величиной вертикальной составляющей реакции опоры;
- 3) меньшим импульсом вертикальной составляющей опорной реакции, что свидетельствует о минимизации вертикальных перемещений общего центра масс тела;

- 4) меньшим ударным экстремумом переднего тлчка;
- 5) большим экстремумом поперечной составляющей реакции опоры, направленной внутрь при опоре на всю стопу. Это связано с увеличением амплитуды вращения таза во фронтальной плоскости.

Данные по анализу изменений техники ходьбы под влиянием отягощений показывают, что изменения у групп новичков и квалифицированных ходоков были неодинакового характера:

1) если у квалифицированных спортсменов существенно снизились скорость и темп ходьбы, длина шага и время опоры, то у новичков этого не произошло;

2) уменьшение скорости ходьбы у квалифицированных ходоков сопровождалось увеличением времени и импульса торможения продольной составляющей и увеличением импульса вертикальной составляющей опорной реакции. Последнее обстоятельство указывает на увеличение вертикальных колебаний общего центра масс тела;

3) у новичков основным изменением, вызванным наложением отягощений, является существенное увеличение времени, импульса, средней величины и экстремума первой волны поперечной составляющей опорной реакции, направленной наружу и возникающей при опоре на пятку (соответствует усилию, направленному на приведение обеих ног).

Таким образом, можно сказать, что снижение скорости ходьбы у квалифицированных спортсменов было связано прежде всего с тем, что они передвигались на максимально доступной скорости и частоте шагов. Увеличение масс-инерционных характеристик ног сказалось, видимо, в первую очередь на частоте шагов или, точнее всего, на увеличении времени переноса маховой ноги, что неминуемо должно привести к уменьшению скорости ходьбы.

Напротив, новички вследствие несовершенной техники ходьбы не могут полностью реализовать свои физические качества и показывают немаксимальную скорость. Поэтому сохранение частоты шагов стало возможным при более полной реализации физических качеств, что в результате не привело к снижению скорости ходьбы.

Ответ на вопрос, как и на какой элемент движения повлияли отягощения при максимальных уровнях скоростей ходьбы, можно найти в следующей главе, где проводится анализ биомеханики движений отдельных звеньев тела.

3. МОМЕНТЫ СИЛ, МОЩНОСТИ И ЭНЕРГОТРАТЫ ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ВИДАХ ХОДЬБЫ

В этом разделе излагаются результаты сопоставления энергетических характеристик движений звеньев тела. Напомним, что по полученным величинам моментов суставных сил и угловых скоростей были рассчитаны суставные мощности и затем путем интегрирования последних - энергетические затраты.

В итоге было выяснено, что наименьшие энерготраты движений звеньев тела, рассчитанные за цикл ходьбы в пересчете на 1м пути, имелись при СС (388 дж), несколько большие - при НХ (438 дж). СП была одного порядка с СОН (530 дж и 563 дж соответственно), а максимальные энерготраты были при СОВ - 866дж^х). Проведем анализ для каждой плоскости отдельно, а также относительно суммарных энергетических затрат.

3.1. Сагиттальная плоскость

На рис.21 и 22 изображены графики мощностей, развиваемых в суставах левой ноги, а также электромиограммы в цикле СС. Заметим, что кривые мощностей имеют отрицательные и положительные значения. Положительные значения соответствуют фазам однонаправленности моментов сил и угловых скоростей в суставах, отрицательные - фазам противодействия моментов и угловых скоростей в суставах. Так, например, в одноопорном периоде в голеностопном суставе (сагиттальная плоскость, рис.21) момент все время направлен на вращение стопы по часовой стрелке. Положительные фазы показывают, что при этом угол в суставе увеличивался, а отрицательная, совпадающая с началом опоры на всю плоскость ступни, - показывает на уменьшение суставного угла. В свою очередь, при других видах ходьбы, где при опоре на пятку момент направлен на разгибание стопы, соответствующая фаза имеет отрицательное значение.

Угол в коленном суставе от начала контакта с опорой при СС увеличивается. Видно (рис.21), что вначале суставной момент

^х) В данном разделе анализируются энерготраты движений звеньев тела, затраченные на выполнение двойного шага в пересчете на 1м пути.

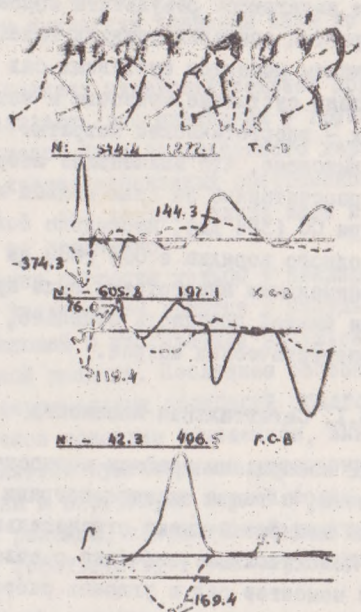


Рис. 2I. Графики мощностей и моментов сил в суставах левой ноги при СС - сагиттальная плоскость. Обозначения: сплошная линия - мощность (N , Вт), штриховая - моменты сил (нм). Примечание: здесь и в рисунках 22-28 обозначения и вид ходьбы идентичны. Направление действия моментов против часовой стрелки во всех плоскостях считается положительным, если смотреть на сагиттальную, фронтальную и горизонтальную плоскости справа, спереди и сверху, как это показано на фигурах ходка.

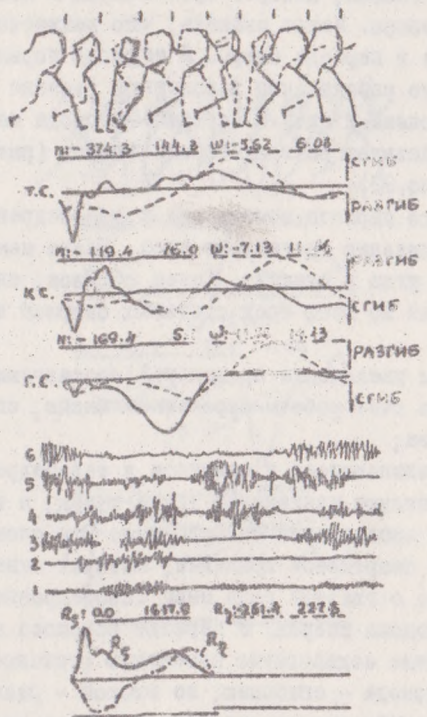


Рис. 22. Графики моментов сил в суставах левой ноги, угловых скоростей звеньев ноги (рад/с), опорных реакций, а также электромиограммы при СС. Обозначения мышц: 1 - двуглавая бедра, 2 - наружная головка икроножной, 3 - внутренняя широкая бедра, 4 - прямая бедра, 5 - передняя большеберцовая, 6 - большая ягодичная. Примечание: снизу-вверх стопа, голень, бедро и т.д. проксимальные суставы.

противодействует этому, затем содействует. При отталкивании момент направлен на сгибание голени, следовательно, он содействует захлестыванию голени, которое проявляется в полной мере при отрыве стопы от опоры. Можно сказать, что захлестывание голени начинается еще в периоде опоры. В периоде переноса четко проявляется то, что работа мышц в коленном суставе направлена на торможение голени и лишь в середине периода переноса некоторое время содействует разгону голени вперед (разгибание коленного сустава, рис.22).

В начале опорного периода момент сил в тазобедренном суставе содействует увеличению суставного угла. Затем момент направлен на уменьшение угла в суставе. Таким образом, анализ моментов сил и мощностей во всех трех суставах опорной ноги показывает следующее:

при отталкивании увеличение продольной составляющей скорости ЦМТ создается за счет работы икроножной мышцы, сгибателя голеностопного сустава;

моменты сил, развивающиеся в коленном и тазобедренном суставах, противодействуют увеличению углов в них, а значит не являются фактором продвижения ЦМТ вперед. Это очень существенный вывод и для спортивной практики, который отвергает установившееся мнение о главной роли мышц тазобедренного сустава в продвижении ходака вперед. В периоде переноса моменты в тазобедренном суставе содействуют изменению суставного угла: в первой половине периода - сгибанию, во второй - разгибанию сустава. В начале второй половины периода переноса имеется непродолжительная фаза торможения бедра, бедро сгибается по инерции. При этом наблюдается сходство кривых мощностей проксимального сустава нижней и верхней конечности (см.рис.21 и 23), а также коленного и локтевого суставов, исключение составляет последняя четверть цикла ходьбы, где фазы имеют разный знак.

Кривые мощностей в тазобедренном и плечевом суставах относительно друг друга, а также в коленном и голеностопном суставах соответственно в основном имеют одинаправленные фазы.

Таким образом, можно сказать, что проксимальные, самые мощные суставы одноименных конечностей, управляются нервной системой по единому принципу двигательной синергии. При этом в каждой фазе цикла ходьбы задано превышение напряжения одной

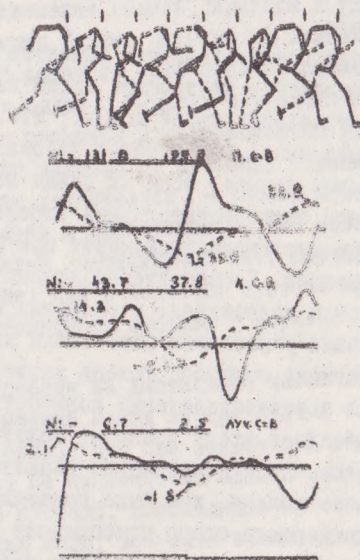


Рис. 23. Графики мощностей и моментов сил в суставах
 вой руки при СС - сагиттальная плоскость.

группы мышц над группой мышц-антагонистов так, что это приводит к развитию положительного или отрицательного момента сил. Единым является также правило содействия или противодействия групп мышц, обуславливающих момент силы, изменению суставного угла, что видно из рис. 21 и 23 по кривым мощностей в тазобедренном и плечевом суставах.

Вероятно, что в фазах противодействия моментов сил изменению угла в суставах происходит увеличение длины напряженных мышц, обеспечивающих противодействующий момент, т.е. здесь имеет место уступающая работа мышц, при которой используются их упругие свойства даже в том случае, если их длина не максимальна. Последний факт доказан экспериментальными работами. Управление локтевым и коленным суставами происходит при более сложной схеме, чем проксимальными. Сопоставление кривых мощностей и моментов сил в коленном и тазобедренном суставах нижней конечности показывает принцип управления движениями ноги в периоде переноса. В начале периода переноса голень захлестывается вверх-назад в результате перераспределения количества вращательного движения, так как бедро к этому времени, замедлив вращение по часовой стрелке, изменяет направление движения в сторону сгибания. Захлестывание голени, как было показано выше, предопределяется в конце периода опоры сгибателями коленного сустава. Вследствие захлестывания голени угол в коленном суставе значительно уменьшается, в тазобедренном — существенного изменения не происходит. Это приводит к несомненному удлинению напряженной прямой двусуставной мышцы бедра, что создает момент сил в коленном суставе, противодействующий захлестыванию голени и одновременно момент в тазобедренном суставе, содействующий сгибанию тазобедренного сустава.

После окончания захлестывания голени начинается ее движение в обратную сторону, разгибательный момент в коленном суставе имеет фазу содействия разгибанию (см. рис. 21). Движения голени вперед и бедра вверх-вперед увеличивают длину напряженных двусуставных мышц задней поверхности бедра (в том числе и двуглавой, см. рис. 22), так как угол в коленном суставе имеет большее увеличение, чем уменьшение в тазобедренном. Это находит свое отражение в фазе противодействия разгибательного момента в проксимальном суставе.

В итоге напряжение двусуставных мышц задней поверхности бедра приводит к разгибанию бедра и торможению голени (момент в коленном суставе, противодействующий продолжающемуся разгибанию коленного сустава) перед постановкой стопы на опору. Таким образом, можно прийти к выводу, что в обоих случаях вращательное движение голени, приводя к удлинению напряженных двусуставных мышц бедра, регулирует величину их напряжения по миотатическому рефлексу, что предопределяет управление движениями голени и бедра в периоде переноса. Вероятно, роль односуставных мышц сводится к коррекционным функциям, с помощью которых нервная система по принципу обратной связи управляет уменьшением или увеличением суставных моментов для обеспечения положений звеньев в пространстве, что позволяет выполнять довольно устойчивый локомоторный акт. Случай с неодинаковым изменением момента сил в коленном суставе при увеличении момента сил в тазобедренном суставе в периоде переноса подтверждает эту мысль.

При отягощении на дистальной части голени последняя в время захлестывания назад не приводит к большему растяжению прямой мышцы бедра, чем при ходьбе без отягощений, так как угол в суставе не изменяется. Однако увеличение момента в тазобедренном суставе, необходимое при возросшем центральном моменте инерции ноги, все-таки происходит. Можно предположить, что этому способствовало увеличение напряжения мощной подвздошно-поясничной мышцы — односуставного сгибателя бедра. Увеличение момента сил, направленного на разгибание бедра в последней фазе периода переноса, могло произойти при возрастании напряжения большой ягодичной мышцы — односуставного разгибателя бедра. Таким образом, это косвенно подтверждает предположение о коррекционной функции односуставных мышц.

В свою очередь, отягощения на проксимальной части голени привели к большему ее захлестыванию, что вызвало более значительное удлинение прямой мышцы бедра. По механизму миотатического рефлекса все это привело к возрастанию моментов в обоих суставах ноги. Отмеченный случай подтверждает ранее сделанные выводы об основной роли двусуставных мышц в управлении движениями массивных звеньев ноги в периоде переноса, а также данные А.С.Витензона (1975) об опосредованной и прямой роли мышц

в управлении движениями маховой ноги при нормальной ходьбе (данные на уровне электромиографии и угловых характеристик звеньев ноги).

При анализе мощностей видно, что наибольшие мгновенные значения достигаются в тазобедренном суставе при опоре на пятку (рис.21), в коленном суставе экстремум мощности соответствует фазе торможения при переносе ноги, в голеностопном - в фазе отталкивания. В периоде переноса: энерготраты в тазобедренном суставе или больше, или того же уровня, что и в периоде опоры, в голеностопном - незначительны, а в коленном - наибольшие. Это характерно для всех пяти видов ходьбы (табл.5). Значения мощностей в суставах рук меньше, однако в плечевом суставе мощность одного порядка с мощностью в коленном суставе в периоде опоры (рис.21 и 23). Мощность в туловищном сочленении достигает экстремальных значений в фазе отталкивания, где имеет отрицательную фазу, что означает направленность момента против отклонения груди назад (рис.24). Вследствие двигательной асимметрии в тазобедренном суставе правой ноги мощность в два раза выше, чем в том же суставе левой ноги. Однако в плечевом суставе правой руки мощность меньше, чем в плечевом суставе левой руки. Это характерно для всех случаев ходьбы. Амплитуды мощностей в тазобедренных суставах при СП и СС примерно одного порядка, при НХ - в 4 раза меньше, при СОВ - наибольшие.

Однако, естественно, наибольший интерес представляют производные величины от мощностей - энерготраты, имеющие в сагиттальной плоскости наибольший вклад в суммарные энерготраты (табл.6 и 7). Очевидно, что СС имеет энерготраты несколько меньшие, чем НХ, СП большие, чем СС, СОН - несколько большие, чем СП, а СОВ - наибольшие. Таким образом, можно сделать вывод о том, что СС эффективнее, чем СП, даже с отягощениями на дистальной части голени массой 1,5 кг. Величины относительного вклада энерготрат звеньев тела в сагиттальной плоскости от суммарного их значения позволяют заключить, что при СС и НХ эффективность движения наибольшая, так в сагиттальной плоскости вклад - 75% и 71% соответственно, при СП - 60% (наименьший), при СОН и СОВ - 65% и 61% соответственно.

Наибольшие величины энерготрат наблюдаются в суставах ноги: в тазобедренном - около 30%, в коленном - порядка 10-15% и в

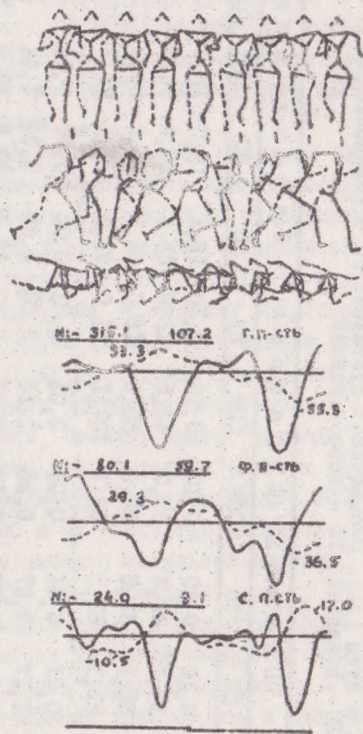


Рис. 24. Графики мощностей и моментов сил в тулов.дном сочленении при СС. Снизу-вверх - сагитальная, фронтальная и горизонтальная плоскости.

Таблица 5

Энерготраты в суставах левой ноги при разных видах ходьбы за двойной шаг в пересчете на 1 м пути (дж). Обозначения суставов: ГС - голеностопный, КС - коленный, ТС - тазобедренный

Плоскость	Сустав	Период переноса					Период опоры				
		СП	СС	СОН	СОВ	НХ	СП	СС	СОН	СОВ	НХ
Сагиттальная	ГС	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	16,1	16,5	17,5	18,9	20,0
	КС	33,1	29,4	35,0	41,5	12,9	28,8	10,4	20,3	23,1	49,9
	ТС	58,1	37,5	57,6	65,5	18,0	44,8	49,2	53,9	117,1	40,6
	Все суставы	91,3	67,0	92,7	107,1	31,0	89,7	76,1	91,7	159,1	80,5
Фронтальная	ГС	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,92	0,77	0,71	1,64	1,62
	КС	0,17	0,07	0,26	0,22	0,05	2,45	0,84	1,42	1,45	1,12
	ТС	4,6	0,91	0,17	6,41	2,42	25,2	26,0	20,2	72,2	14,0
	Все суставы	4,78	0,99	0,44	6,64	2,48	28,6	27,8	22,3	91,6	16,7
Горизонтальная	ГС	0,07	0,05	0,02	0,01	0,01	0,65	0,66	0,58	0,45	0,32
	КС	0,48	0,23	0,65	0,42	0,22	0,90	0,91	0,66	0,68	1,22
	ТС	4,9	0,91	2,27	5,06	2,32	1,0	3,19	1,63	12,3	5,56
	Все суставы	5,45	1,19	2,94	5,49	2,55	2,55	4,96	2,46	13,7	7,10

голеностопным суставе - на уровне 4-5%. Суставы руки имеют следующие величины: плечевой - порядка 3-5%, локтевой - 1%, лучезапястный - менее 1%. Туловищное сочленение в сагиттальной плоскости имеет наименьшие энерготраты - около 2%. В целом движения ног требуют от 89 до 91% энерготрат всех звеньев в сагиттальной плоскости, а передвижение ног в сагиттальной плоскости имеют вклад 80% от суммарных энерготрат всех звеньев тела. Это подтверждает данные С.Ю.Алешинского (1975) по нормальной и спортивной ходьбе.

Наложение отягощений на голень повлияло на увеличение энерготрат в туловищном сочленении пропорционально массе отягощений. При СС и НХ их величины были минимальны и одного порядка, а при СП - в 2-3 раза больше. В целом энерготраты в этом сочленении составляют не более 5-11 дж (табл.6).

Работа рук потребовала меньших энерготрат при НХ (14 дж), при СП, СС и СОВ их величины одного порядка - 32-34 дж, при СОН - возросли до 42 дж. Отсюда вывод, что отягощения на дистальной части голени увеличили энерготраты рук. Таким образом, остается выяснить, за счет какого периода цикла ходьбы изменились энерготраты при различных режимах ходьбы. В голеностопном суставе их величины достигают почти 100% в периоде опоры и одинаковы при СС и СП, несмотря на различие в организации суставного момента и величин импульсов момента. При СОН и СОВ возрастают, а при НХ - самые большие.

Как уже упоминалось выше, в коленном суставе величины энерготрат самые большие во время переноса. При этом в СС они меньше, чем во всех видах спортивной ходьбы. В целом можно заключить, что при отягощениях энерготраты в коленном суставе возросли как в периоде опоры, так и в переносе, при СС - в одноопорном периоде меньше в 2 раза, чем при СП, а в периоде переноса - несколько меньше, чем при СП. При НХ энерготраты в одноопорном периоде в 2-4 раза больше, а в переносном периоде во столько же раз меньше, чем при других видах ходьбы.

Энерготраты в тазобедренном суставе при СС существенно больше, чем при СС в обоих периодах цикла. При СОН и СОВ увеличение энерготрат было как в переносном, так и в одноопорном периоде.

Таблица 6

Энерготраты в суставах и сочленениях тела человека
при разных видах ходьбы за двойной шаг в пересчете
на I пути - сагиттальная плоскость (дж)

Суставы или сочленения	Виды ходьбы				
	СП	СС	СОН	СОВ	НХ
Лев. лучезап.	0,33	0,29	0,13	0,22	0,243
Лев. локтевой	4,27	3,7	5,51	3,18	2,421
Лев. плечевой	13,32	16,21	16,64	14,43	5,25
Пр. лучезап.	0,39	0,21	0,3	0,19	0,201
Пр. локтевой	4,15	3,3	6,49	3,38	1,467
Пр. плечевой	9,91	11,05	13,3	11,18	4,369
Лев. голеност.	12,5	14,9	19,53	15,52	22,073
Лев. коленный	37,97	35,06	47,36	56,78	47,435
Лев. тазобедр.	81,4	63,81	68,51	146,68	4,432
Пр. голеност.	16,1	16,6	17,57	18,98	0,052
Пр. коленный	61,96	39,81	55,41	64,62	62,78
Пр. тазобедр.	103,00	81,4	111,53	182,6	59,59
Шейное сочл.	0,262	0,27	0,47	0,76	2,67
Туловищное	5,86	1,35	4,83	11,32	2,47
Лев. рука	17,92	20,20	22,28	17,63	7,91
Пр. рука	14,45	14,56	20,09	14,75	6,04
Обе руки	32,37	34,76	42,37	32,38	13,95
Лев. нога	131,87	113,77	115,4	218,98	148,94
Пр. нога	181,07	141,54	184,51	266,2	141,43
Обе ноги	312,94	255,31	319,91	485,18	290,37
Все тело	351,43	291,69	367,58	529,64	309,47

Таблица 7

Суммарные энерготраты в суставах и сочленениях тела человека при разных видах ходьбы за двойной шаг в пересчете на I м пути (дж).

Суставы или сочленения	В и д ы х о д ь б ы				
	СП	СС	СОН	СОВ	НХ
Лев. лучезап.	0,414	0,36	0,18	0,28	0,36
Лев. локтевой	5,75	5,57	7,15	4,71	2,64
Лев. плечевой	18,57	17,5	18,49	17,04	10,92
Пр. лучезап.	0,51	0,28	0,35	0,27	0,26
Пр. локтевой	5,46	4,98	7,73	5,05	1,71
Пр. плечевой	28,93	12,38	15,98	15,56	10,2
Лев. голеност.	14,22	18,3	21,38	19,43	23,38
Лев. коленный	40,1	38,18	49,51	60,16	49,43
Лев. тазобедр.	168,71	85,21	159,54	239,94	150,13
Пр. голеност.	17,76	18,28	18,88	35,84	22,0
Пр. коленный	65,99	41,85	58,42	67,99	65,39
Пр. тазобедр.	138,7	115,74	144,43	278,71	82,96
Сейное сочл.	6,32	0,36	0,69	1,51	9,46
Туловищное	69,45	29,72	60,46	119,8	9,43
Лев. рука	24,73	23,43	25,82	21,83	13,92
Пр. рука	34,9	17,64	24,06	20,88	12,18
Обе руки	59,63	41,07	49,88	42,71	26,09
Лев. нога	223,03	141,69	230,43	319,53	222,96
Пр. нога	222,45	175,33	221,73	382,54	170,36
Обе ноги	445,48	317,02	452,16	702,07	393,34
Все тело	580,88	388,17	563,19	866,09	438,3

3.2. Фронтальная плоскость

В этой плоскости наибольшие значения мощностей достигаются для суставов ног в периоде опоры (рис.25), в периоде переноса они минимальны. В тазобедренном суставе мощность наибольшая - порядка 300-600 вт, что в 6 раз меньше, чем в сагиттальной плоскости.

В первой половине одноопорного периода в голеностопном и коленном суставах моменты сил однонаправлены с приведением ноги, затем во всех суставах фазы мощностей отрицательны и противодействуют опусканию таза во фронтальной плоскости. В туловищном сочленении в начале каждого одноопорного периода момент сил содействует наклону груди в сторону опорной ноги, в фазе отталкивания - противодействует ему, т.е. момент направлен на изгибание туловища в сторону переносной ноги, становящейся опорной (рис.24).

В суставах рук мощности во фронтальной плоскости намного меньше, чем в сагиттальной: в плечевом - в 30-40 раз (4 вт), в локтевом - в 2-3 раза (20 вт) и в лучезапястном - в 10-20 раз (0,3 вт). В начале одноопорного периода левой ноги рука приводится, моменты в плечевом и локтевом суставах содействуют этому (рис.26), затем моменты противодействуют приведению плеча практически до начала периода переноса левой ноги и содействуют приведению предплечья.

Обращает на себя внимание, что мощность в туловищном сочленении при СОН возрастает в 3 раза, а при СОВ - в 6 раз по сравнению с СС. Отметим, что если при СС мощность в сагиттальной плоскости для этого сочленения равна ось 33 вт, то во фронтальной плоскости - 140 вт. Мощность при СП во фронтальной плоскости составила 623 вт, а наименьшие значения были зарегистрированы при НХ - 55 вт. Для всех суставов при НХ мощность была наименьшей, при СС - меньше, чем при СП, при СОН и СОВ мощности возросли пропорционально массе отягощений.

Энерготраты во фронтальной плоскости равны 135 дж при СП, 61 дж - при СС, 127 дж - при СОН, 204 дж - при СОВ и 78 дж - при НХ. Как видно, экономичность движений при СС больше, чем при НХ, и намного больше, чем при СП. Отягощения на голени увеличивают энерготраты в несколько раз. Вклад энерготрат во

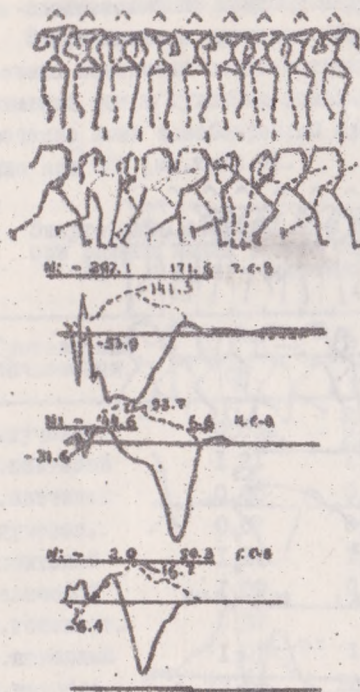


Рис. 25. Графики мощностей и моментов сил в суставах левой ноги при СС - фронтальная плоскость.

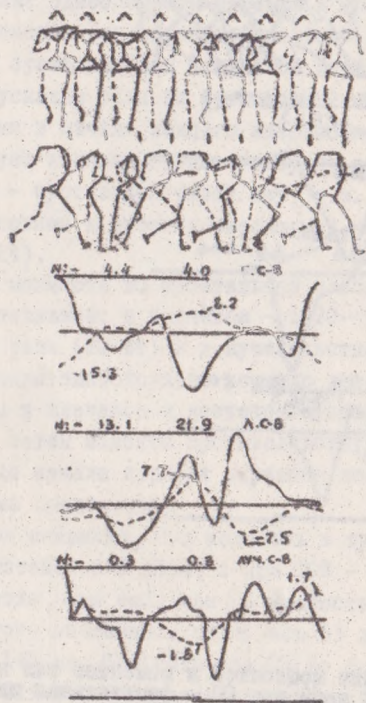


Рис. 26. Графики мощностей и моментов сил в суставах левой руки при СС - фронтальная плоскость.

фронтальной плоскости составил для СП 23%, для СС - 16%, для ССЧ - 23%, для СОВ - 24% и для НХ - 18% от суммарных энерготрат, соответственно каждому виду ходьбы.

Энерготраты в суставах обеих рук были порядка 2-6 дж, а основные изменения соответственно видам ходьбы обусловлены суставами ног и туловища (табл.8). При этом основной вклад в изменение имел тазобедренный сустав в переносном периоде, особенно при СОН (см.табл.5).

Таблица 8

Энерготраты в суставах и сочленениях тела человека при разных видах ходьбы за двойной шаг в пересчете на I м пути - фронтальная плоскость (дж)

Суставы или сочленения	Виды ходьбы				
	СП	СС	СОН	СОВ	НХ
Лев. лучезап.	0,034	0,03	0,02	0,02	0,075
Лев. локтевой	1,21	1,54	1,39	1,24	0,101
Лев. плечевой	0,65	0,34	0,49	0,45	0,73
Пр. лучезап.	0,07	0,04	0,03	0,04	0,03
Пр. локтевой	1,14	1,48	1,1	1,42	0,117
Пр. плечевой	1,09	0,48	0,72	0,64	0,83
Лев. голеност.	1,47	0,7	1,54	3,21	0,73
Лев. коленный	1,06	1,64	0,85	1,19	0,88
Лев. тазобед.	77,53	18,17	73,66	68,74	52,6
Пр. голеност.	0,93	0,77	0,71	16,4	1,62
Пр. коленный	2,63	0,9	1,69	1,96	1,17
Пр. тазобедр.	29,8	25,98	29,4	78,68	16,47
Шейное сочл.	0,26	0,03	0,07	0,24	0,95
Туловищное	17,26	7,37	16,06	30,41	2,52
Лев. рука	1,894	1,91	1,9	1,71	0,906
Пр. рука	2,3	2,0	1,85	2,1	0,977
Обе руки	4,19	3,91	3,75	3,81	1,883
Лев. нога	80,06	22,58	76,05	73,14	54,21
Пр. нога	33,36	27,65	31,8	97,04	19,26
Обе ноги	113,41	50,23	107,85	170,18	73,47
Все тело	135,12	61,54	127,73	204,64	78,83

3.3. Горизонтальная плоскость

Здесь наибольшие мощности развивает туловищное сочленение (табл.9). Заметна его основная роль в управлении ротацией таза и груди. В конце каждого периода опоры имеется фаза противодействия момента сил изменению угла между сегментами туловища (рис.24). При этом мгновенные значения мощностей достигают порядка 300 вт, что в несколько раз больше, чем во фронтальной плоскости и на порядок больше, чем в сагиттальной плоскости. Это значит, что основная задача сегментов туловища заключается во вращательных движениях в горизонтальной плоскости, затем - во фронтальной.

Итак, во второй половине одноопорного периода (например, для левой ноги) в фазе заднего толчка таз с замедленным возвратом вперёд тазобедренным суставом маховой ноги, а грудь - навстречу правым плечевым суставом. Угол между сегментами уменьшается, а момент сил, создаваемый мышцами-ротаторами туловища противодействует этому и стремится повернуть грудь относительно таза в обратную сторону. В это время и происходят основные энерготраты - по 20-25 дж за каждый шаг и на I м пути. Во время переднего толчка момент в туловищном сочленении содействует сближению упомянутых суставов сегментов туловища.

Наиболее интересным здесь представляется сопоставление кривых мощностей и моментов туловищного сочленения и суставов ног (рис.24 и 27).

В фазе переднего толчка, при опоре на пятку, во всех суставах опорной ноги и туловищного сочленения моменты сил (на примере опорной левой ноги) направлены по часовой стрелке и имеют отрицательный знак. При этом моменты содействуют повороту стопы и бедра внутрь (происходит пронация) и противодействуют пронации голени. Момент в туловищном сочленении содействует повороту таза против часовой стрелки и повороту груди по часовой стрелке. В целом моменты сил во всех суставах способствуют вращению таза, скорость которого увеличивается. Это создает дополнительные условия выноса маховой ноги вперёд. При опоре стопы на всю плоскость, когда создаются наилучшие условия для опоры на грунт и управления вращением тела ходака в горизонтальной плоскости, моменты в суставах опорной ноги меняют знак

Таблица 9

Энерготраты в суставах и сочленениях тела человека
при разных видах ходьбы за двойной шаг в пересчете
на I м пути - горизонтальная плоскость (дж)

Суставы или сочленения	В и д ы х о д ь б ы				
	СП	СС	СОН	СОВ	НХ
Лев. лучезап.	0,05	0,04	0,03	0,04	0,04
Лев. локтевой	0,27	0,33	0,25	0,29	0,12
Лев. плечевой	4,6	0,95	1,36	2,16	4,94
Пр. лучезап.	0,05	0,03	0,02	0,04	0,03
Пр. локтевой	0,17	0,02	0,14	0,25	0,13
Пр. плечевой	17,93	0,85	1,96	3,74	5,0
Пр. голеност.	0,25	0,63	0,31	0,7	0,58
Пр. коленный	1,08	1,48	1,3	2,19	1,12
Пр. тазобедр.	9,78	3,23	17,37	24,52	18,1
Лев. голеност.	0,72	0,91	0,6	0,46	0,327
Лев. коленный	1,4	1,11	1,32	1,41	1,444
Лев. тазобедр.	5,9	4,12	3,5	17,43	7,9
Шейное сочл.	5,8	0,06	0,15	0,51	5,84
Туловищное	46,33	21,0	39,57	78,07	4,44
Лев. рука	4,92	1,32	1,64	2,49	5,1
Пр. рука	18,15	1,08	2,12	4,03	5,16
Обе руки	23,07	2,4	3,76	6,52	10,26
Лев. нога	11,11	5,34	18,98	27,41	19,8
Пр. нога	8,02	6,14	5,42	19,3	9,07
Обе ноги	19,13	11,48	24,4	46,71	29,5
Все тело	94,33	34,94	67,88	131,81	50,01

Вспомогательные данные к таблице 9
 Исследования по изучению биомеханики движений человека
 в процессе выполнения различных видов физической работы

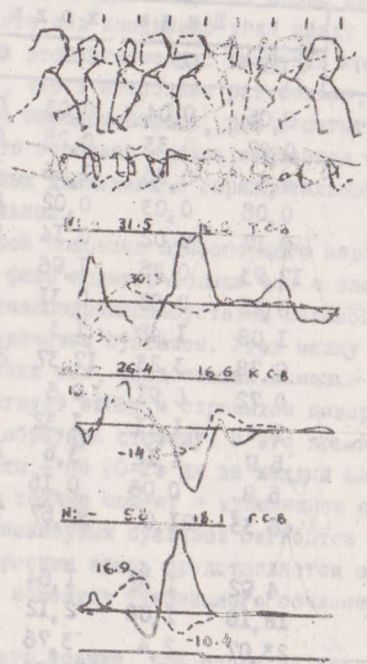


Рис. 27. Графики мощностей и моментов сил в суставах левой ноги при СС - горизонтальная плоскость.

от процесса гонимы. Момент в тазобедренном сочленении увеличивается по мере того, как человек переходит от ходьбы к бегу. В этот момент так же возрастает нагрузка на коленную чашечку и локтевую группу мышц. В данный момент так же во всех суставах наблюдается увеличение скорости которого увеличивается. Это создает дополнительные нагрузки на все элементы опорно-двигательного аппарата. При этом человек не может избежать, когда создается наилучшее условия для выполнения работы в определенное время так человек в горизонтальной плоскости, моменты в суставах правой ноги также увеличиваются.

и направлены против часовой стрелки (положительные значения) на супинацию конечности. На фоне прежней фазы содействия в туловищном сочленении моменты в голеностопном и тазобедренном суставах, противодействуя пронации ноги, имеют основной вклад в замедление скорости вращения таза, а значит, и груди. Момент в коленном суставе совпадает по направлению со скручиванием голени внутрь.

В фазе заднего толчка, при опоре на переднюю часть стопы, моменты в суставах ноги направлены по часовой стрелке. Моменты в голеностопном и тазобедренном суставах содействуют происходящей пронации конечности и повороту таза, а момент в туловищном сочленении имеет положительное значение и противодействует вращению таза. В результате суммирования противоположных воздействий опорной конечности и туловищного сочленения последнее ввиду больших моментов, развиваемых в нем, приводит к торможению вращения таза и груди, затем момент сил меняет направление, чтобы с периода опоры правой ноги начать вращение сегментов туловища в обратной последовательности.

Таким образом, анализ кривых моментов сил и мощностей в суставах опорной ноги и туловища позволяет сделать заключение об основной роли скручивающих мышц туловища в изменении кинетического момента всего тела в горизонтальной плоскости. В первой половине одноопорного периода это приводит к увеличению, во второй — к уменьшению его до нулевого значения. Роль моментов в голеностопном и тазобедренном суставах сводится к следующему:

Первое. При опоре на пятку — пронировать ногу и избежать разворота стопы носком наружу, происходящего под действием сил инерции и реакции опоры, что приводит к вращению таза и опорной (левой) ноги против часовой стрелки. Супинация при взаимном скручивании таза и ноги содействует этим движениям взаимно.

Второе. При опоре на всю стопу появляется возможность противодействовать продолжающемуся моменту вращения и скручивания ноги наружу, развиваются моменты, направленные на супинирование опорной конечности, которые имеют основной вклад в торможение таза и коррекцию скорости его вращения (скорость в этой фазе временно снижается, рис.16).

Третье. В фазе отталкивания, при опоре на переднюю часть стопы, моменты сил опять, как и при опоре на пятку, направлены на пронацию опорной конечности и содействуют вращению таза, который тормозится под действием момента сил в туловищном сочленении.

Моменты сил в коленном суставе имеют четко выраженную тенденцию противофазности относительно моментов в тазобедренном и голеностопном суставах. Это понятно, так как скручивающий момент в коленном суставе возникает вследствие действия внешних по отношению к нему сил и отражает реакцию костносвязочного аппарата сустава.

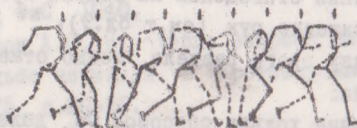
Моменты сил в плечевом суставе (рис.28) однонаправлены с моментом в туловищном сочленении. Мощности, развиваемые плечевым суставом, равны примерно 12 вт, что в три раза больше, чем во фронтальной плоскости. Суставы ног развивают самые большие величины мощностей в одноопорном периоде (рис.27), руки и туловище - симметрично в обоих периодах, что естественно для такого локомоторного акта, как ходьба.

При СП амплитуды мощностей в туловищном сочленении равны 1475 вт, при СС - в 3 раза меньше (422 вт), при СОН и СОВ - 642 вт и 1895 вт соответственно, при НХ - самые незначительные - 92 вт. Такую же тенденцию имеют мощности в тазобедренном суставе, причем при НХ она равна мощности при СП (124 вт), что больше, чем при СС (99 вт) и СОН (84 вт), но значительно уступает мощности при СОВ - 741 вт.

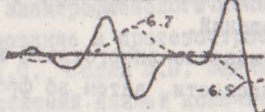
Величины энерготрат движения всех звеньев тела в горизонтальной плоскости самые наименьшие: при СП - 94 дж, при СС - 35 дж, при НХ - 50 дж, при СОН и СОВ - 68 дж и 132 дж соответственно.

Относительный вклад энерготрат всех звеньев тела в горизонтальной плоскости в суммарную величину энерготрат составляет для СП - 16%, для СС - 9%, для НХ - 11%, для СОН и СОВ - 12% и 15% соответственно.

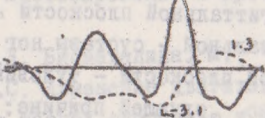
Наибольший вклад в энерготраты в горизонтальной плоскости среди всех звеньев тела имеет туловищное сочленение: при СП - 45%, при СС - 60%, при СОН и СОВ - 58% и 59% соответственно, при НХ - 9%.



М: - 11.6 11.7 0.4-8



М: - 2.5 4.7 А.0-6



М: - 0.7 0.2 А.7.с-4

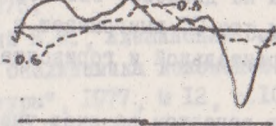


Рис. 28. Графики мощностей и моментов сил в суставах левой руки при СС - горизонтальная плоскость.

Вклад суставов обеих ног был от 20% при СП -о 58% при НХ. Группа СС, СОН и СОВ имели 32%, 36% и 35% соответственно. Характерно, что при способе СС относительная работа рук в горизонтальной плоскости намного меньше, чем при СП (7% и 24% соответственно), а также при НХ (20%). Отягощения на голени несколько снизили их вклад.

В абсолютном отношении отягощения на голени привели к увеличению энерготрат на движение рук (см.т бл.9).

Подводя итоги анализу этого раздела, можно отметить следующие основные положения:

1. Наиболее экономична ходьба способом СС, далее идут НХ и СП. Отягощения на голени приводят к резкому росту энерготрат пропорционально массе отягощений.

2. Основной вклад в суммарные энерготраты вносят движения сегментов в сагиттальной плоскости, затем во фронтальной и наименьшие - в горизонтальной плоскости.

3. В энерготраты в сагиттальной плоскости наибольший вклад имеют суставы ног, во фронтальной - суставы ног и туловищное сочленение, в горизонтальной плоскости - туловищное сочленение.

4. СС экономичнее НХ по следующей причине: если при обоих способах ходьбы энерготраты на движение звеньев тела в сагиттальной плоскости одинаковы, то СС выигрывает в экономичности за счет уменьшения их во фронтальной и горизонтальной плоскостях.

5. СС экономичнее СП в основном за счет уменьшения энерготрат во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Если допустить, что ходок мог пройти со скоростью, показанной обоими способами ходьбы, дистанцию 10000 м, то суммарные затраты при СП были бы 5809 тыс.дж, а при СС - 3882 тыс.дж.

6. Мышцы голеностопного сустава являются основным фактором, создающим увеличение продольной составляющей скорости тела ходока (фаза отталкивания).

ЛИТЕРАТУРА

Алешинский С.Ю. Моделирование пространственных движений человека. Дисс. к.ф.-м.н. М., 1977.

Бернштейн Н.А. Исследование по биодинамике локомоций. М.-Л., ВИЭМ, 1935.

Бернштейн Н.А. Исследования по биодинамике ходьбы, бега, прыжка. М., ФИС, 1940.

Витензон А.С. Некоторые вопросы взаимодействия мышечных сил при ходьбе человека. - "Протезирование и протезостроение". Вып.34, 1975, с.29-38.

Витензон А.С., Баскакова Н.В. Влияние длины шага на биомеханические и электрофизиологические параметры ходьбы в норме. - "Протезирование и протезостроение". Вып.35, 1975, с.19-31.

Витензон А.С., Полян М.П. Влияние темпа ходьбы на функцию дистальных сочленений нижней конечности при ходьбе в норме и на протезе. - "Протезирование и протезостроение". Вып.23, 1970, с.103-105.

Донской Д.Д. Биомеханика. М., "Просвещение", 1975.

Захаров М.С. Изменение двигательных и вегетативных параметров ходьбы с разной скоростью и в процессе утомления. Дисс. к.п.н., М., 1975.

Зацюрский В.М., Алешинский С.Ю., Райцин Л.М., Тьпа В.В. Сравнительная биодинамика локомоций. - "Теория и практика физической культуры", 1977, № 12, с.10-17.

Лапаев М.И. Методика определения и исследования перемещений общего центра тяжести тела человека при ходьбе в норме и на протезах. Дисс.к.т.н., М., 1973.

Левин Я.В., Славущий Я.Л., Баскакова Н.В. Физиологические и биомеханические обоснования рационального торможения в коленном узле протеза. - "Протезирование и протезостроение". Вып.23, 1970, с.116-126.

Покатилов А.К., Санин В.Г. Характер взаимосвязи движений нижних конечностей и таза при ходьбе здоровых людей. - "Ортопедия и травматология", 1974, № 8, с.1-7.

Саранцев А.В. Методики определения частотной характеристики сегментов нижней конечности. - "Протезирование и протезостроение". Вып.31, 1973.

Тыпа В.В. Исследование внутрицикловых биомеханических характеристик спринтерского бега. Дисс к.п.н., М., 1978.

Ухов В.В. Экспериментальные исследования спортивной ходьбы и совершенствование технической подготовки скороходов. Дисс. к.п.н., Л., 1963.

БИОМЕХАНИКА СПОРТИВНОЙ ХОДЬБЫ

Учебное пособие для студентов институтов
физической культуры

Редактор И. Дубнова. Корректор Н. Лаптева.

Подписано в печать 9.10.1980 г. Объем 3,21 уч.-изд.л.

Тираж 300 экз. Зак. 2545 Цена 10 коп.

Издание Редакционно-издательского отдела ГЦОЛИФКа.

Типография В/о "Совзспортбеспечение".

Москва, Мичуринский проспект, 40.