

УДК 612.766.1

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ХОДЬБЫ И БЕГА ПРИ РАЗГРУЗКЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА МЕТОДОМ ВЕРТИКАЛЬНОГО ВЫВЕШИВАНИЯ

© 2021 г. А. В. Шпаков¹, *, А. В. Воронов², А. А. Артамонов¹,
Д. О. Орлов¹, А. А. Пучкова¹

¹ФГБУ Государственный научный центр РФ – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва, Россия

²ФГБУ Федеральный научный центр физической культуры и спорта, Москва, Россия

*E-mail: avshpakov@gmail.com

Поступила в редакцию 02.06.2020 г.

После доработки 11.06.2020 г.

Принята к публикации 24.12.2020 г.

В статье представлены результаты биомеханического анализа локомоций (ходьба и бег) на беговой дорожке в нормальных условиях и в условиях снижения весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат человека до величины 70% веса тела. Исследование выполнено с участием 24 практически здоровых испытуемых-добровольцев 25.1 ± 5.2 лет, массой тела от 66 до 90 кг (77.7 ± 6.7 кг), длиной тела от 172 до 192 см (179.7 ± 6.3 см). Испытуемым в ходе исследования предлагали выполнить два локомоторных теста на беговой дорожке: ходьбу со скоростью 4.5 км/ч и бег со скоростью 10 км/ч при различных величинах весовой разгрузки на опорно-двигательный аппарат: 100 и 70% веса тела. Изменение весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат производили методом вертикального вывешивания. Регистрировали и анализировали кинематические, пространственно-временные параметры, опорные реакции локомоций и электромиографическую (ЭМГ) активность мышц нижней конечности. Результаты исследования выявили существенные различия в величинах опорных реакций локомоций, а также кинематических параметрах, что выражалось в уменьшении величин угловых перемещений в коленном и голеностопном суставах в фазах заднего толчка и переноса ноги. Анализ ЭМГ мышц голени и бедра позволил определить вклад мышц в реализации ходьбы и бега на беговой дорожке при различной весовой нагрузке. Во время ходьбы при разгрузке опорно-двигательного аппарата до 30% веса тела выявлено значительное снижение ЭМГ-стоимости (в пределах 9–23% по сравнению с нормальной ходьбой). Во время бега снижение ЭМГ-стоимости при изменении весовой нагрузки варьировало от 8 до 37%. Разгрузка веса тела человека до 30% приводит к снижению усилий на выполнение отталкивания. Кроме того, результаты исследования указывают на изменение вклада мышц голени и бедра при выполнении локомоций в условиях снижения весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат.

Ключевые слова: локомоции, видеоанализ движений, вертикальное вывешивание, электромиография, углы в суставах, опорные реакции, гравитационная нагрузка.

DOI: 10.31857/S0131164621030164

Первыми исследования, направленными на изучение локомоторных движений человека справедливо считать работы советских ученых [1] и их американских коллег [2]. Исследователи, анализируя локомоторные движения с различной скоростью передвижения при вывешивании на Земле, т.е. при снижении веса до 1/6 земного, отметили у испытуемых развитие четкой флексорной установки.

Для противодействия факторам космического полета [3, 4] и поддержания высокого уровня физической работоспособности космонавтов во время длительных космических полетов (КП),

необходимо выполнение высокоинтенсивных ежедневных физических тренировок на борту Международной космической станции (МКС) [5–8]. Опыт медико-биологического обеспечения длительных КП позволил определить, что основным средством профилактики в условиях космических экспедиций являются интервальные тренировки на беговой дорожке [9, 10]. При выполнении физических тренировок космонавтам рекомендовано использовать величину притяга, составляющую около 70% [11]. В настоящее время довольно подробно изучены отдельные характеристики выполнения тренировок космонавтов

на беговой дорожке во время длительных КП: показатели кардио-респираторной системы [12, 13], величины опорных реакций [14, 15]. Следует отметить, что при тренировках не все космонавты придерживаются рекомендаций специалистов по поддержанию 70% осевой нагрузки. Величину нагрузки космонавт выбирает в соответствии с самочувствием и, как показывают наблюдения, она варьирует примерно от 35 до 75% от веса тела [11]. Методом вертикального вывешивания на беговой дорожке можно оценить влияние весовой нагрузки на кинематику и динамику локомоций в наземных условиях.

Цель исследования состояла в сравнительном анализе биомеханических характеристик циклических локомоций человека, выполняемых на беговой дорожке в нормальных условиях и в условиях снижения весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат до величины 70% веса тела.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 24 практически здоровых испытуемых-добровольца (мужчины в возрасте от 20 до 36 лет (25.1 ± 5.2 лет), массой тела от 66 до 90 кг (77.7 ± 6.7 кг), длиной тела от 172 до 192 см (179.7 ± 6.3 см)). Испытуемым в ходе исследования предлагали выполнить два локомоторных теста на беговой дорожке *H/P/Cosmos Mercury 4.0 (H/P/Cosmos sports & medical gmbh, Германия)*, которые включали ходьбу со скоростью 4.5 км/ч и бег со скоростью 10 км/ч при различных величинах весовой разгрузки на опорно-двигательный аппарат: 100 и 70% веса тела. Локомоторный тест испытуемые выполняли в течение 2 мин для каждого вида локомоций. В конце 2-й мин регистрировали биомеханические параметры движений, длительностью 20 с. Таким образом, в течение 20-секундной записи — регистрировали 10 двойных шагов при ходьбе и 20 двойных шагов при беге.

Определение веса тела испытуемых перед исследованием производили с использованием тензометрических платформ *Kistler (Kistler Group, Швейцария)*, установленных под полотном беговой дорожки. Изменение и регулирование гравитационной нагрузки на опорно-двигательный аппарат производили методом вертикального вывешивания с использованием системы *H/P/Cosmos-Airwalk (H/P/Cosmos sports & medical gmbh, Германия)*, состоящей из воздушного компрессора, рамной конструкции и специального жилета.

Опорные реакции локомоций регистрировали тензометрическими платформами *Kistler* с использованием программного обеспечения "*Kistler Gateway*" (*Kistler Group, Швейцария*). Беговая дорожка была оснащена двумя силовыми платформами под полотном, расположенными так, что

первая платформа расположена в передней части, а вторая — задней области передвижения. Каждая платформа содержала четыре пьезоэлектрических одноосных тензодатчика, которые измеряют вертикальную составляющую реакции опоры [16]. В нашем исследовании данные с тензодатчиков регистрировали с частотой 100 Гц с использованием программного обеспечения, предоставленного производителем беговой дорожки. При анализе опорных реакций рассчитывали следующие показатели:

1) *время двойного шага* — время от постановки стопы на опору до следующей постановки стопы на опору той же ноги;

2) *длина двойного шага* — расстояние, от постановки стопы на опору до следующей постановки на опору одноименной ноги;

3) *время одиночной опоры* — время от постановки стопы на опору до отрыва носка при отталкивании;

4) *время двойной опоры* — временной отрезок, в течение которого обе стопы касаются опоры;

5) *первый пик реакции опоры* — максимальная вертикальная сила (нормировали на массу тела испытуемых); реакции для каждой стопы при первом толчке;

6) *второй пик реакции опоры* — максимальная сила реакции при заднем толчке;

7) *индекс нарастания силы в фазе переднего толчка* — угол наклона силы вертикальной реакции в точках от 10 до 90% от максимальной силы переднего толчка;

8) *индекс снижения силы в фазе заднего толчка* — угол наклона силы вертикальной реакции в точках от 90 до 10% от максимальной силы заднего толчка;

9) *база шага* — среднее расстояние между передне-задней линией центра давления правой стопы и передне-задней линией центра давления левой ноги;

10) *опора: мах* — соотношение опорного и безопорного периода двойного шага.

Для оценки ЭМГ-стоимости (ЭМГ-активности мышц нижней конечности) локомоций использовали 8-канальный электромиограф Спорт Лаб, входящий в состав системы видеоанализа движений Видеоанализ-3D-Биософт (НМФ "Биософт", Россия). Запись видеоизображения и ЭМГ синхронизирована, что позволяет выполнять анализ кинематических (углы в суставах) и ЭМГ-параметров с точностью до 1 мс. Частота регистрации видеосигнала — 90 Гц, ЭМГ — 1000 Гц с фильтрацией в диапазоне 15–500 Гц. Регистрировали ЭМГ следующих мышц левой нижней конечности: *m. tibialis anterior*, *m. soleus*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris caput longum*.

Таблица 1. Биомеханические характеристики ходьбы и бега при различной весовой нагрузке на опорно-двигательный аппарат ($M \pm$ Ст. отк.)

Показатели ¹	Ходьба-100%	Ходьба-70%	Бег-100%	Бег-70%
Масса тела, кг	77.7 ± 6.7	54.0 ± 5.0	77.7 ± 6.7	54.0 ± 5.0
Время двойного шага, с	1.11 ± 0.03	1.10 ± 0.09	0.75 ± 0.04	0.77 ± 0.05
Длина двойного шага, см	137.5 ± 4.7	137.8 ± 13.7	204.4 ± 11.4	216.1 ± 20.1
Время одиночной опоры, с	0.72 ± 0.03	0.68 ± 0.05	0.34 ± 0.02	0.32 ± 0.03
Время двойной опоры, с	0.16 ± 0.02	0.12 ± 0.02		
Амплитуда первого пика реакции опоры, в % веса тела	112 ± 7	117 ± 14	185 ± 27	202 ± 19
Амплитуда второго пика реакции опоры, в % веса тела	80 ± 7	75 ± 10	185 ± 20	166 ± 25
Индекс нарастания силы в фазе переднего толчка, у. е.	6189 ± 1408	6602 ± 1215	14679 ± 4612	18222 ± 3616
Индекс снижения силы в фазе заднего толчка, у. е.	4399 ± 994	1570 ± 755	10616 ± 2002	7508 ± 2248
База шага, см	13.2 ± 1.6	14.6 ± 1.6	8.4 ± 2.3	10.5 ± 2.9
Отношение ОПОРА : МАХ, %	65 : 35	62 : 38	45 : 55	40 : 60

Примечание: ¹ – определения показателей см. в разделе Методика. Достоверность различий относительно параметров, зарегистрированных при локомоциях с нагрузкой 100% веса тела: $p < 0.05$ (жирный шрифт).

Время двойного шага рассчитывали от постановки стопы левой ноги на опору до следующей постановки одноименной стопы на опору. Время каждого двойного шага приводили к 100% и усредняли профили углов в тазобедренном, коленном, голеностопном суставах левой нижней по 10 двойным шагам. Углы в суставах нижней конечности рассчитывали:

1) в тазобедренном суставе с фронтальной стороны от вертикали до продольной линии соединяющей центры тазобедренного и коленного суставов;

2) в коленном суставе с дорсальной стороны между линиями, соединяющими центры тазобедренного, коленного и голеностопного суставов;

3) в голеностопном суставе с фронтальной стороны между линиями, соединяющими центры коленного, голеностопного и плюснефалангового сустава первого пальца стопы.

Кинематические показатели анализировали в трех точках двойного шага: при постановке стопы на опору, во время отталкивания и при переносе ноги в периоде маха (в точке минимального угла в коленном суставе).

Обработку ЭМГ выполняли в следующей последовательности: фильтрация механограммы, инвертирование, сглаживание скользящим средним с окном 100 мс. Рассчитывали профили ЭМГ-активности мышц нижней конечности, а также ЭМГ-стоимость локомоторных движений, определяемую по амплитуде сглаженной ЭМГ (миоэлектрическая работа).

Статистическую обработку результатов исследования проводили при помощи программы *Statistica 8* с использованием *T*-критерия Вилкоксона. Статистическую значимость отличий биоме-

ханических характеристик локомоций при 100 и 70% веса тела принимали при достоверности отличий $p < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Биомеханические характеристики ходьбы и бега при различной весовой нагрузке представлены в табл. 1. Масса тела при выполнении локомоций с нагрузкой 70% веса тела составляла 54.0 ± 5.0 кг, что в полной мере согласуется с рекомендациями российских специалистов по профилактике для тренировок космонавтов на беговой дорожке в ходе длительных экспедиций на МКС [11].

Динамические характеристики ходьбы и бега. Величины опорных реакций в фазе переднего толчка незначительно увеличились по сравнению с ходьбой-100%. Индекс нарастания силы также увеличился до 6602 ± 1215 у. е. (против 6189 ± 1408 у. е. при ходьбе-100%, табл. 1). В противоположность этим изменениям, величины опорных реакций во время фазы заднего толчка (отталкивания) достоверно ($p < 0.05$) снижались, что указывает на снижение эффективности отталкивания при выполнении ходьбы в условиях разгрузки.

При снижении весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат при беге наблюдали: 1) увеличение индекса нарастания силы в фазе переднего толчка с 14679 до 18222, что означает более быструю постановку стопы на опору; 2) уменьшение индекса снижения силы в фазе заднего толчка с 10616 до 7508, что свидетельствует о снижении скорости выполнения отталкивания.

Кинематические характеристики бега. Бег-70% характеризуется незначительным, но достоверным увеличением по сравнению с бегом при 100% как длины (на 12 см), так и времени двойного ша-

Таблица 2. Величины углов (в градусах) в суставах нижней конечности при выполнении бега и ходьбы на беговой дорожке с различной весовой нагрузкой на опорно-двигательный аппарат ($M \pm \text{Ст. отк.}$)

Сустав	Величина весовой нагрузки, в % веса тела	Постановка стопы на опору – фаза переднего толчка	Отталкивание – фаза заднего толчка	Перенос ноги – период маха
Результаты биомеханического анализа ходьбы				
ТБС	100	155 ± 3	192 ± 3	155 ± 4
	70	160 ± 4	191 ± 3	160 ± 5
КС	100	170 ± 5	164 ± 4	112 ± 5
	70	172 ± 4	159 ± 6	118 ± 6
ГС	100	109 ± 4	125 ± 5	108 ± 4
	70	108 ± 4	127 ± 7	108 ± 4
Результаты биомеханического анализа бега				
ТБС	100	155 ± 3	195 ± 3	151 ± 4
	70	158 ± 3	195 ± 3	158 ± 4
КС	100	155 ± 4	144 ± 5	90 ± 11
	70	159 ± 4	142 ± 5	101 ± 9
ГС	100	100 ± 5	126 ± 6	102 ± 6
	70	99 ± 5	130 ± 6	103 ± 6

Примечание: ТБС – тазобедренный сустав; КС – коленный сустав; ГС – голеностопный сустав. Достоверность различий относительно параметров, зарегистрированных при локомоциях с нагрузкой 100% веса тела: $p < 0.05$ (жирный шрифт).

га (на 20 мс, табл. 1). Соотношение опорного и безопорного периодов двойного шага также претерпевает изменения при снижении весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат.

В табл. 2 и на рис. 1 представлены углы в суставах левой нижней конечности. Весовая разгрузка минимально влияет на профили углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Сравнение величины углов в трех точках бегового цикла показало, что достоверные различия есть в периоде маха, когда одновременное уменьшение сгибания в тазобедренном суставе на 7 и в коленном суставе на 10 град компенсируется подъемом общего центра массы тела (ОЦМ) на 5 см. Весовая “разгрузка” голеностопного сустава (Бег-70%) увеличивает амплитуду разгибания голеностопного сустава в фазе заднего толчка на 4 град.

Кинематические характеристики ходьбы. Достоверных изменений времени и длины двойного шага при опорной разгрузке по сравнению с ходьбой при 100% веса тела обнаружено не было (табл. 1). Как при ходьбы с собственным весом, так и при его снижении до 70% время двойного шага составляет 1.1 с и длина 137 см. Разгрузка влияет на фазовый состав ходьбы, снижая опорный период с 0.88 до 0.80 с. Увеличение базы шага при ходьбе – 70% было незначительным в пределах 1 см.

В тазобедренном суставе при локомоциях с нагрузкой 70% веса тела наблюдали увеличение ($p < 0.05$) углов при постановке стопы на опору,

а также при переносе ноги в периоде маха. Во время отталкивания каких-либо изменений в величинах суставных углов тазобедренного сустава, как во время ходьбы с нагрузкой 70% веса тела выявлено не было. В коленном и голеностопном суставах достоверных различий при ходьбе с разной весовой нагрузкой выявлено не было.

Дополнительным параметром, характеризующим изменения кинематики локомоций в условиях снижения весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат, является высота подъема стопы над опорной поверхностью [17, 18]. Рис. 2 иллюстрирует изменения высоты подъема стопы при различных условиях ходьбы. При ходьбе-100% максимальная высота подъема стопы составляла 39.5 ± 3.1 мм, при беге-100% высота подъема стопы достигала 74.8 ± 9.4 мм. Снижение весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат до 70% веса тела обуславливало снижение максимальной высоты подъема стопы над опорной поверхностью до 32.8 ± 3.5 мм при ходьбе и до 56.8 ± 7.4 мм при беге.

В исследовании [19] было показано, что изменение нагрузки на опорно-двигательный аппарат до 38 и 16% веса тела методом вертикального вывешивания существенно изменяет моторный паттерн ходьбы человека. В настоящем исследовании мы проанализировали ЭМГ-стоимость локомоций, как наиболее интегральный показатель состояния мышечного аппарата человека.

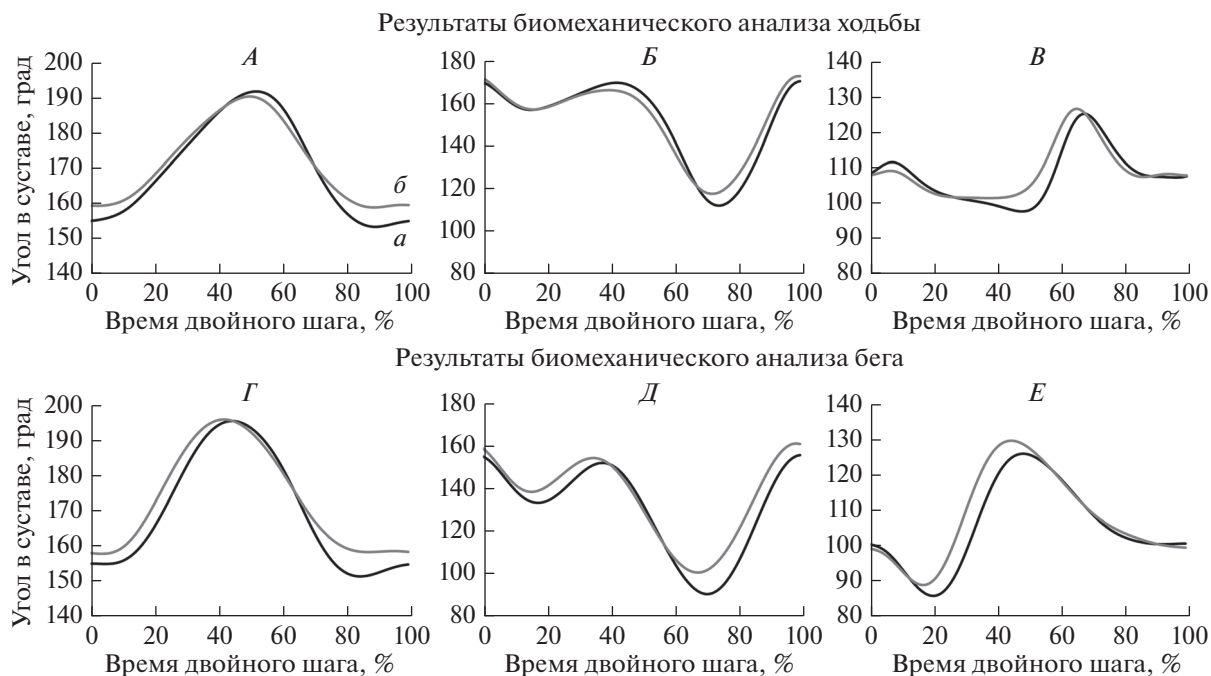


Рис. 1. Профили углов в суставах нижней конечности при выполнении бега и ходьбы на беговой дорожке с различной весовой нагрузкой на опорно-двигательный аппарат.

A, B, B – результаты анализа ходьбы, *Г, Д, E* – результаты анализа бега. *A и Г* – тазобедренный сустав, *Б и Д* – коленный сустав, *В и E* – голеностопный сустав; *a* – профили углов при 100% веса тела, *б* – при 70% веса тела.

Результаты анализа ЭМГ-активности мышц нижней конечности представлены на рис. 3 и в табл. 3.

ЭМГ-активность при ходьбе. Анализ профилей ЭМГ-активности мышц нижней конечности при локомоциях с нагрузкой на опорно-двигательный аппарат 100 и 70% веса тела выявил следующие отличия. Так при ходьбе-70%, наблюдали снижение ЭМГ-активности экстензоров голеностопного сустава *m. soleus* и *m. gastrocnemius medialis* в опорном периоде двойного шага, когда эти мышцы проявляют свою максимальную активность, участвуя в разгибании голеностопного сустава в фазе заднего толчка. Со стороны разгибателей коленного сустава *m. vastus lateralis* и *m. rectus femoris* можно отметить незначительное снижение ЭМГ-активности в самом начале шага, что связано с вывешиванием и, соответственно, с уменьшением “работы” мышц для поддержания веса тела. При ходьбе-70% происходило увеличение ЭМГ-активности *m. biceps femoris caput longus* в фазе переднего толчка. Объяснение этому можно дать следующее: при ходьбе со сниженной весовой нагрузкой сила отталкивания мышц не меняется (вес уменьшился на 30%, а пик вертикальной составляющей реакции опоры снизился только на 6%). Следовательно, чтобы двигаться со скоростью 4.5 км/ч в фазе переднего толчка необходимо сильнее затормозить массу тела, что вызывает увеличение ЭМГ-активности мышц *m. biceps femoris caput longus* (рис. 3).

Время достижения максимальных экстремумов ЭМГ при ходьбе-70% не изменяется по сравнению с ходьбой-100% и приходится на отрезок 40–50% времени двойного шага.

ЭМГ-активность при беге. Изменения ЭМГ-активности мышц нижней конечности при выполнении бега-70% в целом соответствовали таким же изменениям при ходьбе-70%:

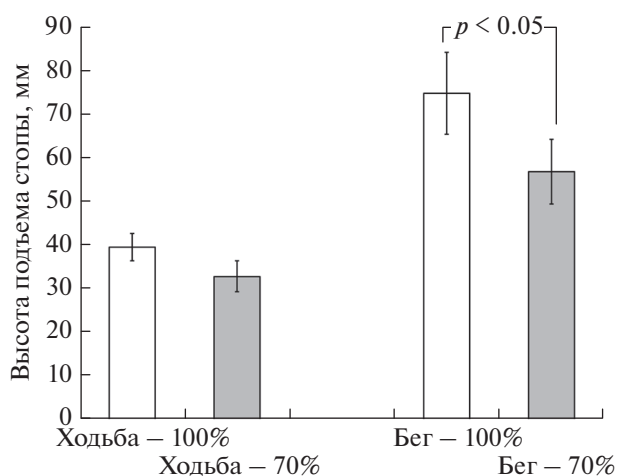


Рис. 2. Высота подъема стопы при выполнении локомоций на беговой дорожке с различной весовой нагрузкой на опорно-двигательный аппарат.

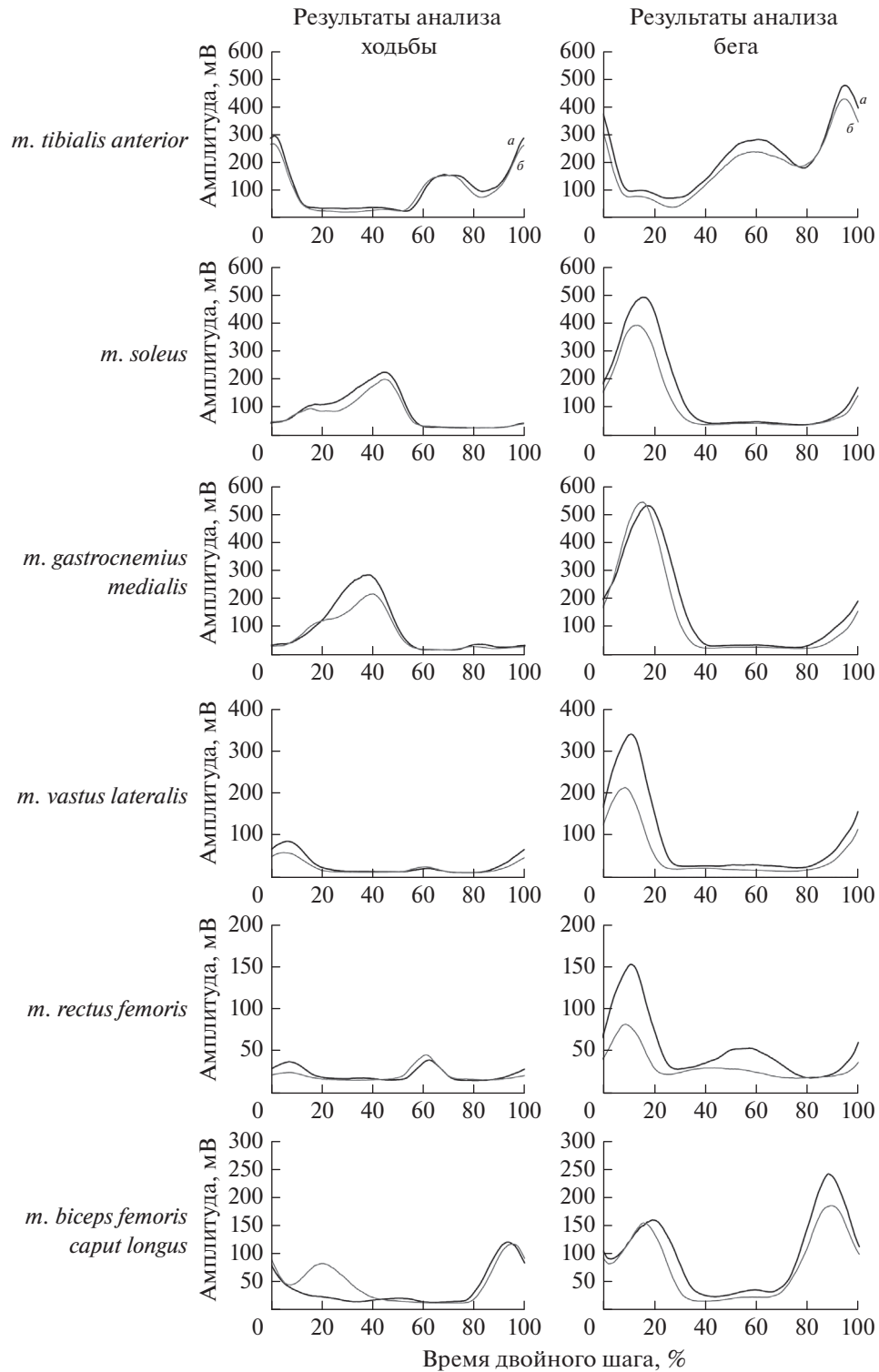


Рис. 3. Профили ЭМГ-активности мышц нижней конечности при выполнении бега и ходьбы на беговой дорожке с различной весовой нагрузкой на опорно-двигательный аппарат. Представлены индивидуальные профили одного испытуемого. Аналогичные профили и их формы были зарегистрированы при ходьбе и беге у остальных испытуемых. *a* – показатели ЭМГ-активности мышц при 100% веса тела, *б* – при 70% веса тела.

Таблица 3. Показатели ЭМГ-стоимости локомоций по данным ЭМГ-активности мышц нижней конечности при выполнении бега и ходьбы на беговой дорожке с различной весовой нагрузкой на опорно-двигательный аппарат (у. е.)

Мышца	Результаты биомеханического анализа ходьбы			Результаты биомеханического анализа бега		
	100% веса тела	70% веса тела	% изменений	100% веса тела	70% веса тела	% изменений
<i>m. tibialis anterior</i>	110.6 ± 23.5 ¹	96.8 ± 16.5	-12.5	158.3 ± 32.9	143.5 ± 30.8	-9.4
<i>m. soleus</i>	96.6 ± 20.0	81.0 ± 21.8	-17.9	106.8 ± 19.8	87.7 ± 17.3	-17.9
<i>m. gastrocnemius medialis</i>	102.4 ± 19.5	79.7 ± 15.5	-22.1	116.5 ± 19.8	107.0 ± 18.1	-8.1
<i>m. vastus lateralis</i>	31.1 ± 7.3	23.9 ± 3.5	-23.1	63.9 ± 18.9	40.6 ± 12.0	-36.5
<i>m. rectus femoris</i>	23.5 ± 3.8	21.4 ± 5.5	-9.0	39.3 ± 10.8	24.8 ± 7.0	-36.8
<i>m. biceps femoris caput longus</i>	39.6 ± 12.2	48.3 ± 22.0	+22.1	74.4 ± 27.9	61.7 ± 16.6	-17.1

Примечание: ¹ – среднее арифметическое ± стандартное отклонение. ² – достоверность различий относительно параметров, зарегистрированных при локомоциях с нагрузкой 100% веса тела: $p < 0.05$ (жирный шрифт).

– снижение амплитуды ЭМГ при постановке стопы на опору ($t < 40\%$);

– достижение пика ЭМГ разгибателей коленного сустава \approx на 5% раньше, чем при беге-100%.

ЭМГ-стоимость локомоций. Снижение весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат обуславливало снижение ЭМГ-стоимости практически всех исследуемых мышц (табл. 3). При выполнении, как ходьбы-70%, так и бега-70% происходило значительное снижение ЭМГ-стоимости локомоций. При ходьбе наиболее выражено снижение ЭМГ-стоимости для *mm. soleus, gastrocnemius medialis, vastus lateralis*. ЭМГ-стоимость *m. biceps femoris* увеличивалась, что связано со значительным увеличением ЭМГ-активности этой мышцы в начале опорного периода (рис. 3). Во время бега достоверно ($p < 0.05$) снизилась

ЭМГ-стоимость *mm. soleus, vastus lateralis, rectus femoris*.

На рис. 4 приведены расчеты суммарной ЭМГ-стоимости для мышц голени (*mm. tibialis anterior, soleus, gastrocnemius medialis*) и мышц бедра (*mm. vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris caput longus*). Данные расчеты были выполнены с целью оценки вклада в реализацию локомоций основных мышечных групп, участвующих в осуществлении ходьбы и бега.

Ведущими мышцами, как при ходьбе, так и при беге являются мышцы голени. Это утверждение справедливо для любых значений весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат человека. Суммарная ЭМГ-стоимость для мышц голени при ходьбе составляет 77%, для мышц бедра – 23%. Для бега это соотношение несколько изменится: доля участия мышц голени составляет

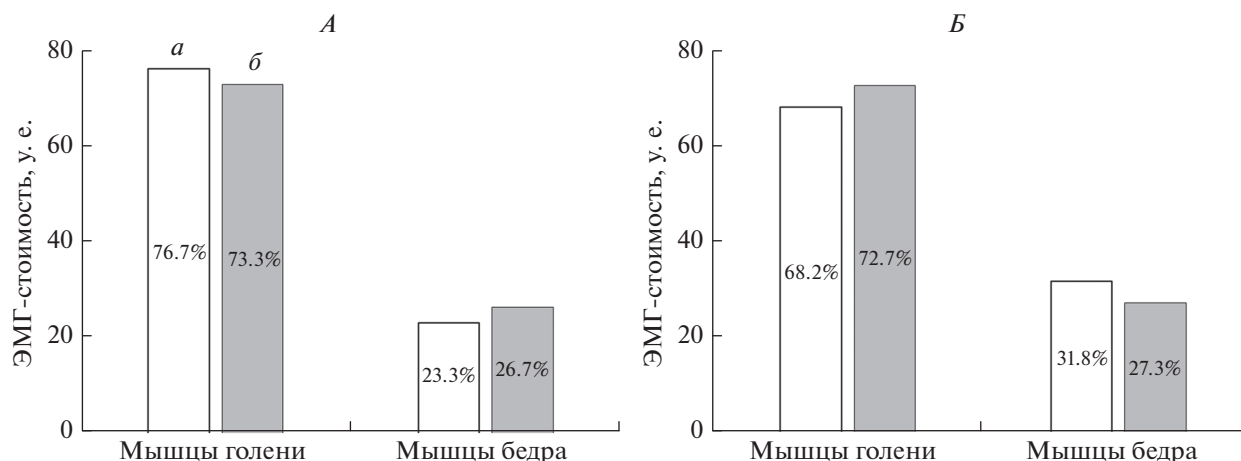


Рис. 4. Суммарная ЭМГ-стоимость мышц нижней конечности при выполнении бега и ходьбы на беговой дорожке с различной весовой нагрузкой на опорно-двигательный аппарат. А – анализ ходьбы, Б – анализ бега. а – локомоции при 100% веса тела, б – при 70% веса тела.

68%, мышц бедра – 32%. При снижении весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат до 70% веса тела суммарная ЭМГ-стоимость для мышц голени снижается на 3% при ходьбе с 76.7 до 73.3% и увеличивается при беге с 68.2 до 72.7% (рис. 4).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Опорная разгрузка до 70% веса тела обуславливала изменения динамических характеристик и опорных реакций локомоций. В основном эти изменения затрагивали почти все показатели взаимодействия с опорой и лишь некоторые из временных параметров (табл. 1). Прежде всего, следует обратить внимание на снижение величины опорной реакции второго пика, т.е. во время отталкивания. Это вполне подчиняется линейному характеру изменений опорных реакций при снижении весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат – “уменьшение” веса тела за счет вывешивания снижает величину давления на опору. Величина опорной реакции первого пика (при постановке стопы) имеет нелинейные изменения. При локомоциях с 70% веса тела наблюдали тенденцию к увеличению опорной реакции в фазе переднего толчка. Следуя этой зависимости изменялись индексы нарастания и снижения силы во время контакта стопы с полотном беговой дорожки – увеличение при постановке и значительное снижение при отталкивании. Это согласуется с результатами исследования *J.K. De Witt и L.L. Ploutz-Snyder* опорных реакций в условиях реального КП [15]. Результаты работы *J.K. De Witt и L.L. Ploutz-Snyder*, полученные на борту МКС, свидетельствовали о снижении пиковой ударной нагрузки при скорости бега 9.7 км/ч и величине притяга на беговой дорожке в пределах 25% по сравнению с 1G. Аналогичные результаты получили и в других работах по исследованию влияния различных уровней разгрузки тела при локомоциях на беговой дорожке [20, 21]. В тоже время, результаты исследования опорных реакций ходьбы космонавтов на беговой дорожке, установленной на Российском сегменте МКС [15] несколько отличались от наших данных. В отличие от нашей работы, авторы получили результаты, указывающие на увеличение опорной реакции второго пика при ходьбе со скоростью 3.11 ± 0.24 км/ч. Эти различия можно объяснить следующими положениями: 1) разница направления действия внешней поддержки веса тела – на борту МКС система притяга беговой дорожки действует по направлению вниз (относительно вертикальной оси тела человека) и космонавту приходится прилагать больше усилий во время отталкивания (второго пика реакции опоры); в нашем исследовании система внешней поддержки тела действует по направлению вверх и, соответственно, “облегчает”

испытуемому выполнение отталкивания при весовой разгрузке; 2) на борту МКС беговая дорожка установлена на систему виброизоляции [22], опора является неустойчивой, и, возможно, космонавт выполняет отталкивание при незначительном наклоне полотна беговой дорожки, что в свою очередь, может привести к увеличению опорной реакции второго пика.

При ходьбе база шага не зависит от опорной нагрузки и, в связи с увеличением высоты подъема ОЦМ при беге, достоверно увеличивается, что способствует сохранению вертикальной устойчивости тела во время локомоций в измененных условиях опорной разгрузки.

Кинематические характеристики локомоций в нашем исследовании при опорной разгрузке за счет вертикального вывешивания существенно не отличались от таковых при нормальной ходьбе (100% веса тела). Наиболее выражены были во время отталкивания и переносе ноги в периоде маха в коленном и голеностопном суставах (табл. 2, рис. 1). В целом изменения кинематики углов в суставах нижней конечности указывали на “сгибательный” или флексорный характер позы при локомоциях, на что указывало большее сгибание нижней конечности в коленном суставе в опорном периоде двойного шага. В работах А.И. Григорьева и др. [23] и И.Б. Козловской [24] было показано, что основным механизмом развития флексорной позы является устранение или снижение опорных нагрузок и, соответственно, опорной афферентации, которая в норме обуславливает активацию мотонейронов мышц-эксцентров и одновременно понижает активность мотонейронов флексоров. В условиях опорной разгрузки при вывешивании до 70% веса тела уменьшение углов во всех суставах нижней конечности являлось отражением флексорной установки позы. При анализе кинематических характеристик локомоций наряду с угловой кинематикой рассчитывали высоту подъема стопы над опорой. Согласно *D.A. Winter* этот показатель является важным контролируемым параметром и находится под постоянным автоматическим контролем ЦНС, чтобы избежать спотыканий и падений, а минимальное расстояние от носка ноги до опорной поверхности при переносе ноги зависит от скорости локомоций и составляет примерно 5–10 мм [25]. Согласно нашим результатам, показатели высоты подъема стопы у испытуемых были несколько выше – 39.5 ± 3.1 и 74.8 ± 9.4 мм при ходьбе и беге соответственно. При этом высота подъема стопы при ходьбе и беге изменялась на одинаковую относительную величину – около 15%, по сравнению с локомоциями при 100% веса тела. Траектория стопы при переносе ноги и ее точная и правильная постановка на опорную поверхность важны как для обеспечения равновесия, так и для стабильности ходьбы. Можно пред-

положить, что именно высота подъема стопы над опорой, как показатель подконтрольный ЦНС, является триггером для регулирования, наряду с ЭМГ-активностью, величины угловых перемещений в суставах нижней конечности во время локомоций в условиях разгрузки опорно-двигательного аппарата.

ЭМГ-активность мышц нижней конечности, как отражение “внутренней” структуры локомоций [26, 27], в нашем исследовании сопоставимы с изменениями кинематических характеристик. При опорной разгрузке ЭМГ-активность мышц нижней конечности снижается, что отражают профили ЭМГ-активности в цикле двойного шага (рис. 3). Во время ходьбы это не столь явно выражено, за исключением *m. gastrocnemius medialis*, снижением ЭМГ-активности которой при отталкивании отражает изменения и опорной реакции (за счет уменьшения силы отталкивания), и изменения углов коленного и голеностопного суставов наряду с уменьшением высоты подъема стопы. При ходьбе с 70% веса тела происходит существенная активация *m. biceps femoris* в периоде опоры, что обусловлено участием этой мышцы в стабилизации тазобедренного сустава [28]. При ходьбе ЭМГ-активность снижалась для всех мышц в периоде опоры, а для *m. biceps femoris* – и в периоде маха, что связано с вкладом этой мышцы в замедление движения ноги в конце фазы переноса, подготовки к контакту с опорой и стабилизацией тазобедренного сустава. В целом изменения ЭМГ-активности мышц при локомоциях в нашем исследовании соответствовали данным моделирования ходьбы *R.R. Neptune* [29].

На нижней конечности одновременно более 30 мышц с разным уровнем активности вовлечены в ходьбу и бег, но несколько, так называемых основных мышц, например, сгибателей и разгибателей голеностопного и тазобедренного суставов, составляют ядро локомоторной функции. Анализ ЭМГ-стоимости как отдельно для каждой из исследованных мышц, так суммарной ЭМГ-стоимости для мышц голени и бедра позволил подтвердить наше предположение о ведущей роли мышц голени в осуществлении циклических локомоций (ходьбы и бега). Несмотря на значительные различия в анатомических размерах мышечных групп голени и бедра [30], именно мышцы голени выполняют наибольшую “работу” при реализации циклических локомоций, как в нормальных условиях, так и в условиях снижения весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат человека методом вертикального вывешивания. Вклад мышц голени в осуществление ходьбы и бега 3-кратно превосходит вклад мышц бедра (рис. 4). Следует отметить, что при снижении весовой нагрузки до 70% веса тела происходит незначительное перераспределение ЭМГ-стоимости, а соответственно, и изменение вклада в осу-

ществление локомоций между мышцами голени и бедра. При ходьбе суммарная ЭМГ-стоимость мышц голени снижается, возрастает при беге. Суммарная ЭМГ-стоимость мышц бедра при ходьбе в условиях опорной разгрузки увеличивается, при беге – снижается.

Двигательная система наземных животных и человека в фило- и онтогенезе организована применительно к действию гравитационных сил. Эта организация исключительно сложна и включает большое число структурно-функциональных механизмов, обеспечивающих надежность, устойчивость и точность работы двигательного аппарата в гравитационном поле Земли. Устранение гравитации преобразуется в невесомости в ряд факторов, важных для функционирования двигательной системы в целом. Такими факторами, в первую очередь, являются: изменение функции афферентных проприоцептивных систем и изменение биомеханики движений [4]. Результаты исследования показали, что выполнение циклических локомоций на беговой дорожке (как ходьбы, так и бега) в условиях снижения весовой нагрузки тренировки с величиной осевой нагрузки на опорно-двигательный аппарат до 70% веса тела обуславливает существенные изменения биомеханических характеристик движений.

Подтверждением данной гипотезы в полной мере являются результаты нашей работы, а также результаты исследований, выполненных в многочисленных как наземных экспериментах [27], так и во время длительных КП, в условиях которых имеется возможность создавать величину осевой нагрузки с использованием системы притяга бортовой беговой дорожки БД-2 [14, 15].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты исследования выявили существенные различия в величинах опорных реакций локомоций, а также кинематических параметрах, что выражалось в уменьшении величин угловых перемещений в коленном и голеностопном суставах в фазах заднего толчка и переноса ноги. Анализ ЭМГ мышц голени и бедра позволил определить вклад мышц в реализации ходьбы и бега на беговой дорожке при различной весовой нагрузке. Во время ходьбы при разгрузке опорно-двигательного аппарата до 30% веса тела выявлено значительное снижение ЭМГ-стоимости (в пределах 9–23% по сравнению с нормальной ходьбой). Во время бега снижение ЭМГ-стоимости при изменении весовой нагрузки варьировало от 8 до 37%. Разгрузка веса тела человека до 30% приводит к снижению усилий на выполнение отталкивания. Кроме того, результаты исследования указывают на изменение вклада мышц голени и бедра при выполнении локомоций в

условиях снижения весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат.

Снижение опорной разгрузки тела человека до величины 70% веса тела позволило получить результаты, которые возможно будут интересны специалистам по профилактике неблагоприятных эффектов невесомости в условиях длительных КП. В частности, важно отметить величину снижения ЭМГ-стоимости локомоций, особенно бега, при разгрузке тела человека. Вполне вероятно, что эффективность локомоторных тренировок космонавтов во время длительных экспедиций на МКС можно повысить, регистрируя и анализируя показатели ЭМГ-стоимости во время выполняемых космонавтами регулярных тренировок и тестовых упражнений на беговой дорожке. При этом следует вносить корректировки не только в режим осевой нагрузки, но в физиологические показатели эффективности тренировок.

Полученные результаты позволяют с уверенностью сказать, что видеоанализ движений в сочетании с регистрацией ЭМГ-активности мышц и пространственно-временных параметров локомоций является высокоинформативным методом, позволяющим количественно и качественно оценить состояние опорно-двигательного аппарата человека в различных областях профессиональной деятельности.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствие с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным этическим комитетом Государственного научного центра РФ – Федерального медицинского биофизического центра им. А.И. Бурназяна ФМБА России (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-315-20010.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Богданов В.А., Гурфинкель В.С., Панфилов В.Е. Движения человека в условиях лунной гравитации // Косм. биол. и мед. 1971. Т. 5. № 2. С. 3.
2. Cavagna G.A., Margaria R. Human locomotion on the lunar surface // Rivista Di Medicina Aeronautica E Spaziale. 1967. V. 30. № 4. P. 629.
3. Газенко О.Г., Григорьев А.И., Егоров А.Д. Физиологические проблемы невесомости. Под ред. Газенко О.Г., Касьяна И.И. М.: Медицина, 1990. С. 19.
4. Kozlovskaya I., Dmitrieva I., Grigorieva L. et al. Gravitational mechanisms in the motor system. Studies in real and simulated weightlessness / Stance and Motion. Facts and Concepts // Eds. Gurfinkel V., Ioffe M.E., Massion J., Roll J.P. N.Y.: Springer Science + Business Media, 1988. P. 37.
5. Степанцов В.И., Тихонов М.А., Еремин А.В. Физиологическая тренировка как метод предупреждения гиподинамического синдрома // Косм. биол. и авиакосм. мед. 1972. Т. 6. № 4. С. 64.
6. Trappe S., Costill D., Gallagher P. et al. Exercise in space: human skeletal muscle after 6 months aboard the International Space Station // J. Appl. Physiol. 2009. V. 106. № 4. P. 1159.
7. Fitts R.H., Trappe S.W., Costill D.L. et al. Prolonged space flight-induced alterations in the structure and function of human skeletal muscle fibres Prolonged space flight-induced alterations in the structure and function of human skeletal muscle fibres // J. Physiol. 2010. V. 588. Pt. 18. P. 3567.
8. Fitts R.H., Colloton P.A., Trappe S.W. et al. Effects of prolonged space flight on human skeletal muscle enzyme and substrate profiles // J. Appl. Physiol. 2013. V. 115. № 5. P. 667.
9. Шпаков А.В., Фомина Е.В., Лысова Н.Ю. и др. Сравнительный анализ эффективности различных режимов локомоторных тренировок в длительных космических полетах по данным биомеханических и электромиографических характеристик ходьбы // Физиология человека. 2013. Т. 39. № 2. С. 60. Shpakov A.V., Fomina E.V., Lysova N.Y. et al. Comparative efficiency of different regimens of locomotor training in prolonged space flights as estimated from the data on biomechanical and electromyographic parameters of walking // Human Physiology. 2013. V. 39. № 2. P. 162.
10. Фомина Е.В., Лысова Н.Ю., Чернова М.В. и др. Сравнительный анализ профилактической эффективности различных режимов локомоторных тренировок в условиях космического полета // Физиология человека. 2016. Т. 42. № 5. С. 90. Fomina E.V., Lysova N.Y., Chernova M.V. et al. Comparative analysis of preventive efficacy of different modes of locomotor training in space flight // Human Physiology. 2016. V. 42. № 5. P. 539.
11. Фомина Е.В., Лысова Н.Ю., Савинкина А.О. Осевая нагрузка при выполнении локомоторных тренировок в условиях невесомости как фактор эффективности профилактики гипогравитационных нарушений // Физиология человека. 2018. Т. 44. № 1. С. 56. Fomina E.V., Lysova N.Y., Savinkina A.O. Axial load during the performance of locomotor training in microgravity as a factor of hypogravity countermeasure efficiency // Human Physiology. 2018. V. 44. № 1. P. 47.
12. Moore A.D., Downs M.E., Lee S.M. et al. Peak exercise oxygen uptake during and following long-duration spaceflight // J. Appl. Physiol. 2014. V. 117. № 3. P. 231.
13. Popov D.V., Khusnutdinova D.R., Shenkman B.S. et al. Dynamics of physical performance during long-dura-

- tion space flight (first results of "Countermeasure" experiment) // *J. Grav. Physiol.* 2004. V. 11. № 2. P. 231.
14. Фомина Е.В., Савинкина А.О., Ярманова Е.Н. Величины опорных реакций у космонавтов при выполнении локомоторных упражнений на МКС // *Физиология человека.* 2017. Т. 43. № 5. С. 63.
Fomina E.V., Savinkina A.O., Yarmanova E.N. Ground reaction force values in cosmonauts during locomotor exercises on board the international space station // *Human Physiology.* 2017. V. 43. № 5. P. 542.
 15. Saveko A., Rukavishnikov I., Brykov V. et al. Foot-ground reaction force during long-term space flight and after it: walking in active treadmill mode // *Gait Posture.* 2020. V. 76. P. 382.
 16. DeWitt J.K., Ploutz-Snyder L.L. Ground reaction forces during treadmill running in microgravity // *J. Biomech.* 2014. V. 47. № 10. P. 2339.
 17. Ivanenko Y.P., Grasso R., Macellari V., Lacquaniti F. Control of foot trajectory in human locomotion: role of ground contact forces in simulated reduced gravity // *J. Neurophysiol.* 2002. V. 87. № 6. P. 3070.
 18. Miller C.A., Peters B.T., Brady R.R. et al. Change in toe clearance during treadmill walking after long-duration spaceflight // *Aviat. Space Environ. Med.* 2010. V. 81. № 10. P. 919.
 19. Шпаков А.В., Воронов А.В. Особенности организации ходьбы человека в условиях различной по величине гравитационной нагрузки на опорно-двигательный аппарат // *Авиакосм. и экол. мед.* 2017. Т. 51. № 7. С. 38.
 20. Lewek M.D. The influence of body weight support on ankle mechanics during treadmill walking // *J. Biomech.* 2011. V. 44. № 9. P. 128.
 21. Fischer A.G., Wolf A. The effects of body weight unloading on kinetics and muscle activity of overweight males during Overground walking // *Clini. Biomech.* 2018. V. 52. P. 80.
 22. Yarmanova E.N., Kozlovskaya I.B., Khimoroda N.N., Fomina E.V. Evolution of Russian microgravity countermeasures // *Aerosp. Med. Hum. Perform.* 2015. V. 86. 12 Suppl. P. 32.
 23. Григорьев А.И., Козловская И.Б., Шенкман Б.С. Роль опорной афферентации в организации тонической мышечной системы // *Рос. физиол. журнал им. И.М. Сеченова.* 2004. Т. 90. № 5. С. 508.
 24. Козловская И.Б. Гравитация и позоно-тоническая двигательная система // *Авиакосм. и экол. мед.* 2017. Т. 51. № 3. С. 66.
Kozlovskaya I.B. Gravity and the tonic postural motor system // *Human Physiology.* 2018. V. 44. № 7. P. 725.
 25. Winter D.A. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task // *Phys. Ther.* 1992. V. 72. № 1. P. 45.
 26. Cappellini G., Ivanenko Y.P., Poppele R.E., Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running // *J. Neurophysiol.* 2006. V. 95. № 6. P. 3426.
 27. Lacquaniti F., Ivanenko Y., Sylos-Labini F. Human locomotion in hypogravity: from basic research to clinical applications // *Front. Physiol.* 2017. V. 8. P. 893.
 28. Hansena C., Einarsonb E., Thomsonb A. et al. Hamstring and calf muscle activation as a function of body-weight support during treadmill running in ACL reconstructed athletes // *Gait Posture.* 2017. V. 58. № 9. P. 154.
 29. Neptune R.R., Clark D.J., Kautz S.A. Modular control of human walking: a simulation study // *J. Biomech.* 2009. V. 42. P. 1282.
 30. Воронов А.В. Анатомическое строение и биомеханические характеристики мышц и суставов нижней конечности. М.: Физкультура, образование и наука, 2003. 203 с.

Biomechanical Characteristics of Walking and Running During Unloading of Musculoskeletal System by Vertical Hanging

A. V. Shpakov^{a,*}, A. V. Voronov^b, A. A. Artamonov^a, D. O. Orlov^a, A. A. Puchkova^a

^aRussian State Research Center – Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russia

^bFederal Research Center of Physical Education and Sports, Moscow, Russia

*E-mail: avshpakov@gmail.com

The article presents the results of a biomechanical analysis of locomotion (walking and running) on a treadmill under normal conditions and in conditions of reducing the weight load on the musculoskeletal system of human to a value of 70% of body weight. The study was carried out with the participation of 24 practically healthy volunteers 25.1 ± 5.2 years old, body weight from 66 to 90 kg (77.7 ± 6.7 kg), body length from 172 to 192 cm (179.7 ± 6.3 cm). During the study, volunteers were asked to perform two locomotor tests on the treadmill: walking at a speed of 4.5 km/h and running at a speed of 10 km/h with different values of weight unloading on the musculoskeletal system: 100% of body weight and 70% of body weight. The change in weight load on the musculoskeletal system was performed by the method of vertical hanging. The kinematic, spatio-temporal parameters, ground reaction force and EMG-activity of leg muscles were recorded and analyzed. The results of the study revealed significant differences in the values of the support reactions of locomotion, as well as kinematic parameters, which was expressed in a decrease in the angular displacements in the knee and ankle joints in the phases of the push-off phase and swing phase. Analysis of the EMG of leg muscles made it possible to determine the contribution of muscles to the realization of walking and running on a treadmill at different weight loads. During walking, while unloading the musculoskeletal system up to 30% of

the body weight, a significant decrease in the EMG-cost was revealed (within 9-23% compared to normal walking). During running, the decrease in EMG-cost with a change in weight load varied from 8 to 37%. Unloading the body weight of a person up to 30% leads to a decrease in efforts to perform repulsion. In addition, the results of the study indicate a change in the contribution of the shin and thigh muscles when performing locomotions in conditions of a decrease in the weight load on the musculoskeletal system.

Keywords: locomotion, video analysis of movements, vertical hanging, electromyography, angles in joints, ground reaction force, gravitational load.