

ОРИГИНАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

DOI: 10.7868/S0869813918090022

**АНАЛИЗ СТРАТЕГИИ ЛОКОМОЦИЙ ЧЕЛОВЕКА
ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ХОДЬБЫ
В УСЛОВИЯХ РАЗЛИЧНОЙ ВЕСОВОЙ НАГРУЗКИ
НА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНЫЙ АППАРАТ**

© А. А. Артамонов, А. В. Шпак

Научно-исследовательский институт космической медицины
Федерального научно-клинического центра специализированных видов
медицинской помощи и медицинских технологий Федерального
медико-биологического агентства России,
Москва, Россия
E-mail: avshpakov@gmail.com

В статье приведены результаты анализа биомеханических характеристик ходьбы человека, выполненной при различной гравитационной (весовой) нагрузке на опорно-двигательный аппарат. В исследовании приняли участие 15 испытуемых-добровольцев. Испытуемые выполняли локомоторный тест — ходьбу на беговой дорожке в темпе 90 шагов/минуту при различных условиях весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат: 1) нормальная ходьба, т. е. без внешней поддержки веса тела; 2) ходьба в условиях внешней поддержки, равной 38 % веса тела, характерной для пребывания человека на поверхности Марса; 3) ходьба в условиях внешней поддержки, равной 16 % веса тела, характерной для нахождения человека на поверхности Луны. Изменение и регулирование весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат производили путем вертикального вывешивания. Регистрировали угловые перемещения и угловые скорости в суставах нижних конечностей: тазобедренном, коленном и голеностопном. Анализировали изменения фазовых траекторий в суставах. В статье представлены результаты анализа соотношения кинетической энергии разгибания к кинетической энергии сгибания для суставов. Результаты исследования указывают на изменения в стратегии выполнения локомоций при пониженной весовой нагрузке на опорно-двигательный аппарат, а также на изменения в показателях кинетической энергии, связанной как со сгибанием, так и с разгибанием в суставах нижних конечностей во время ходьбы с различной весовой нагрузкой.

Ключевые слова: локомоции, видеоанализ движений, опорно-двигательный аппарат, углы в суставах, фазовая траектория, стратегия локомоций, пониженная гравитация.

Рос. физиол. жур. им. И. М. Сеченова. Т. 104. № 9. С. 1027—1038. 2018

A. A. Artamonov, A. V. Shpakov. ANALYSIS OF THE STRATEGY OF HUMAN LOCOMOTIONS IN THE PERFORMANCE OF WALKING IN THE CONDITIONS OF REDUCED WEIGHT LOAD ON THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM. Research Institute for Space

The article presents the results of an analysis of the biomechanical characteristics of human walking performed at various gravitational (weight) loads on the musculoskeletal system. 15 healthy men participated in the investigation. They performed a test on the treadmill — walking at the pace of 90 steps/minute with different weight loads on the musculoskeletal system: 100 % of body weight, 38 % of body weight and 16 % of body weight, typical for of human walking on the surface of Earth, Mars and Moon. Change of weight loads on musculoskeletal system produced by the vertical suspension. We analyzed the angles and angular velocities in the joints of the feet (hip, knee, ankle). To evaluate the locomotion strategy, an analysis of phase trajectories in the joints. We analyzed the kinetic energy of rotational motion associated with flexion (negative angular velocities) and extension (positive angular velocities) of the joint. The results of the study indicate changes in the strategy of performing locomotions with a reduced weight load on the musculoskeletal system. Changes in the kinetic energy indices associated with both flexion and with extension in the joints of the lower limbs during walking with different weight load were revealed.

Key words: locomotions, video analysis of movements, musculoskeletal system, angles in joints, phase trajectory, strategy of locomotion, reduced gravity.

RUSSIAN JOURNAL OF PHYSIOLOGY. V. 104. N 9. P. 1027—1038. 2018

В настоящее время все больше исследований в области космической биологии и медицины посвящены моделированию в наземных условиях физиологических эффектов гипогравитации в различных системах организма человека [7, 9]. В первую очередь данные исследования проводятся с целью изучения изменений состояния организма человека, которые могут произойти при осуществлении полетов к Марсу и Луне.

Исследования локомоций после пребывания в невесомости, проведенные в предшествующие годы, показали, что обусловленный невесомостью двигательный синдром характеризуется наличием изменений во всех звеньях двигательной системы [11, 12, 13, 15, 16]. Он проявляется на первых этапах глубокими нарушениями в деятельности сенсорных систем, неравномерно изменяя активность различных механорецепторных образований, сигналы от которых играют важную роль в регуляции двигательной деятельности. Справедливо предположить, что и пребывание в условиях пониженного уровня гравитации космонавтов на поверхности Луны будет сопровождаться подобными изменениями в функциональном состоянии опорно-двигательного аппарата.

Исследования двигательной активности и вертикальной устойчивости в условиях моделирования пониженной силы тяжести, проводившиеся В. А. Богдановым и В. С. Гурфинкелем [1], показали, что удержание человеком вертикального положения в условиях лунного тяготения возможно, однако поза при этом имеет «пригибной характер». Данные исследования в нашей стране были выполнены практически одновременно с зарубежными исследователями [8, 14]. Однако изучение двигательной системы человека, в частности состояния опорно-двигательного аппарата, является сложной задачей. В первую очередь это связано со сложностью организации локомоторных движений человека, для понимания которой необходимо рассмотрение не только «внешней» структуры локомоций, но также и «внутренней» составляющей [18]. К «внутренней» структуре локомоций относится деятельность мышц, обеспечивающих выполнение конкретного движения (электромиографическая активность), и то, с какой работой выполняется движение (электромиографическая стоимость) [6]. Сложность кинематического состава шагательных движений обусловлена главным образом тем обстоятельством, что общее кинематическое управле-

ние, например длительностью и длиной шага, осуществляется посредством многозвенной конечности, т. е. включает управление формой конечности — суставными углами. Существенно более сложной является динамическая стратегия управления, ориентированная на формирование суставных сил и моментов, необходимых для формирования кинематических синергий [3].

С развитием современных высокотехнологичных программно-аппаратных средств в настоящее время стало возможным изучение состояния двигательной системы человека с использованием широкого комплекса методик в различных условиях моделирования пониженного уровня гравитации [10].

Учитывая вышесказанное, целью нашего исследования являлось изучение стратегии локомоций человека при выполнении нормальной ходьбы, а также ходьбы в условиях пониженной весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат с использованием высокотехнологичных и высокоинформативных методов исследования.

МЕТОДИКА

Исследование было проведено на экспериментальной базе Научно-исследовательского института космической медицины Федерального научно-клинического центра специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий ФМБА России (ФНКЦ ФМБА России). Программа исследований была одобрена Комитетом по биомедицинской этике ФНКЦ ФМБА России. В исследовании приняли участие 15 испытуемых-добровольцев. Это практически здоровые мужчины в возрасте от 20 до 36 лет (25.1 ± 5.2 лет), массой тела от 72 до 90 кг (78.5 ± 6.6 кг), длиной тела от 172 до 192 см (179.7 ± 6.3 см). Все добровольцы перед началом исследования в соответствии с Хельсинкской декларацией подписали информированное согласие на участие в данном исследовании, что соответствует общепринятым требованиям к организации такого рода научных исследований [4].

Регистрировали биомеханические характеристики ходьбы в темпе 90 шагов/мин на беговой дорожке «Н/Р/Cosmos Mercury 4.0». При этом скорость ходьбы подбирали для каждого испытуемого индивидуально путем сопоставления звукового сигнала метронома со скоростью движения полотна беговой дорожки. В данном исследовании скорость ходьбы от 3.0 до 3.5 км/ч (3.2 ± 0.2 км/ч). Каждый испытуемый выполнял три вида локомоторного теста:

1) нормальная ходьба, т. е. без внешней поддержки веса тела (100 % веса тела). При данной весовой нагрузке на опорно-двигательный аппарат (ОДА) ходьба соответствует земным условиям;

2) ходьба в условиях внешней поддержки, равной 38 % веса тела, характерной для пребывания человека на поверхности Марса;

3) ходьба в условиях внешней поддержки, равной 38 % веса тела, характерной для пребывания человека на поверхности Луны.

Определение веса тела испытуемых перед исследованием каждого вида ходьбы производили с использованием тензометрических платформ «Kistler», установленных под полотном беговой дорожки. Создание и регулирование различной весовой нагрузки на ОДА производили с использованием системы вертикального вывешивания «Н/Р/Cosmos-Airwalk», состоящей из воздушного компрессора, рамной конструкции и специального жилета.

Биомеханические характеристики ходьбы регистрировали и анализировали с использованием аппаратно-программного комплекса «Видеоанализ-Биософт-3D» в полном соответствии с методикой, предложенной авторами при

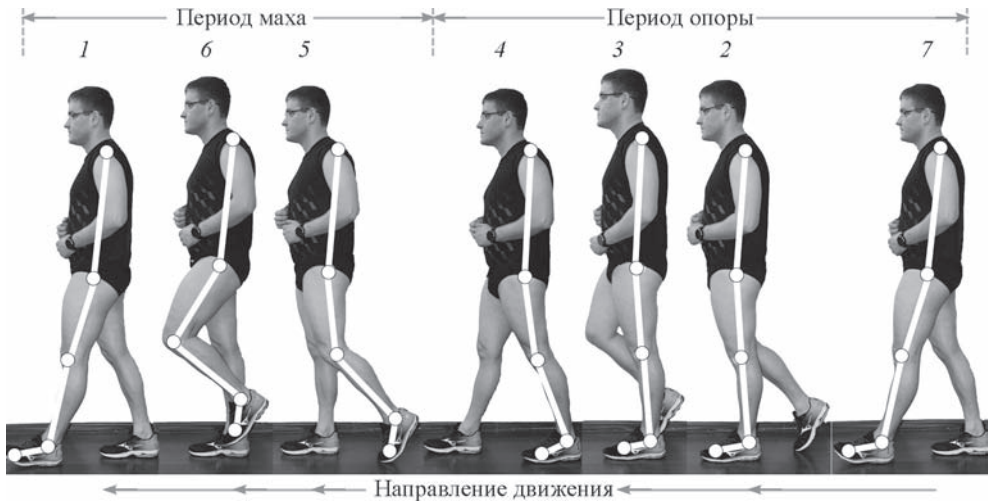


Рис. 1. Положение нижних конечностей в цикле двойного шага от контакта правой стопы до следующего контакта правой стопы.

Условные обозначения фаз и моментов двойного шага: 1 — пяточный контакт при постановке стопы на опору (фаза переднего толчка); 2 — «прислоение» подошвенной поверхности стопы к опоре; 3 — момент «вертикали» в фазе срединной опоры; 4 — момент отрыва пятки от опоры (начало отталкивания); 5 — момент отрыва стопы, а именно большого пальца от опоры (завершение отталкивания, фаза заднего толчка). Данное положение стопы разграничивает фазы опоры и маха; 6 — момент прохождения маховой стопы маховой ноги в плоскости опорной стопы; 7 — пяточный контакт при постановке одноименной стопы на опору (следующего шагового цикла).

исследовании биомеханических характеристик локомоций до и после пребывания испытуемых в условиях 21-суточной анти- и ортостатической гипоксии [17]. Регистрировали угловые перемещения в суставах нижней конечности: тазобедренном — между продольными осями туловища и бедра со стороны вентральной поверхности тела; коленном — между продольными осями бедра и голени с дорсальной стороны; голеностопном — между продольными осями голени и стопы со стороны передней поверхности голени и тыльной поверхности стопы.

Тело испытуемого рассматривали как плоскую четырехзвенную модель, соединяющую пять основных точек: акромион лопатки (*acromion*), большого вертела (*trochanter major*), латерального надмыщелка (*epicondylis lateralis*), латеральной лодыжки (*malleolus lateralis*), третьей фаланги пальца левой ноги на сагиттальную плоскость тела (рис. 1). Сегменты тела испытуемого в нашей модели считали недеформируемыми, суставы заменяли шарнирами без трения (идеальными), масс-инерционные характеристики испытуемого во время испытания являлись неизменными.

Для оценки стратегии локомоций при моделировании гравитационных условий во время пребывания человека на Луне и Марсе проводился комплексный анализ фазовых траекторий. Эти траектории строились для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов. Фазовая траектория строится таким образом, что по оси абсцисс рассчитывается угол в суставе, а по оси ординат — угловая скорость в суставе. Также был выполнен анализ изменения скорости длины отрезка CA , соединяющего оси вращения в тазобедренном и голеностопном суставах (рис. 2). Угол u (угол между вертикалью и отрезком CA) и линейная скорость V_{CA} являются исходными данными для построения фазовых траекторий отрезка CA .

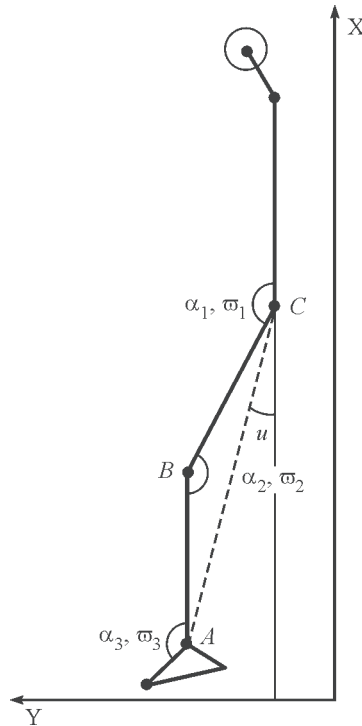


Рис. 2. Плоская четырехзвенная модель тела человека.

Следует отметить, что построение фазовых траекторий выполняли по предварительно вычисленным значениям угла u , который образуется между вертикалью и отрезком CA , который соединяет оси вращения в тазобедренном и голеностопном суставах. Этот угол определяется по формуле:

$$u = \pi - (\alpha_1 + \arcsin(\frac{AB}{CB} \cdot \sin \alpha_2)).$$

Длина отрезка CA по теореме косинусов определяется как равная

$$CA = \sqrt{CB^2 + AB^2 - 2AB \cdot CB \cdot \cos(t\varpi_2)},$$

где CB — длина бедра, AB — длина голени (измерены у испытуемых перед началом локомоторного теста). Также учитывается, что $t \varpi_3 = \alpha_3$ в данный момент времени t .

Первая производная по времени дает линейную скорость изменения длины отрезка CA и рассчитывается по формуле

$$V_{CA} = \frac{\varpi_{2,k} \cdot CB \cdot AB \cdot \sin(\alpha_{2,k})}{\sqrt{CB^2 + AB^2 - 2AB \cdot CB \cdot \cos(\alpha_{2,k})}}.$$

Помимо анализа фазовых траекторий суставов был выполнен детальный анализ энергетических трат, суть которого заключалась в исследовании угловых скоростей в суставах. Для анализа была выбрана кинетическая энергия вращательного движения, связанная со сгибанием и разгибанием в суставе:

$$E_i^{\pm} = \frac{1}{2} \sum_k (J_i + mr^2) \cdot (\omega_{i,k}^{\pm})^2,$$

где J_i — момент инерции i -го звена, m — масса звена, r — расстояние центра масс звена до точки подвеса α_1, ψ_1 .

При определении кинетической энергии сгибания и разгибания i -го звена угловые скорости разделяли на положительные — $\omega_{i,k}^+$ (разгибание) и отрицательные — $\omega_{i,k}^-$ (сгибание).

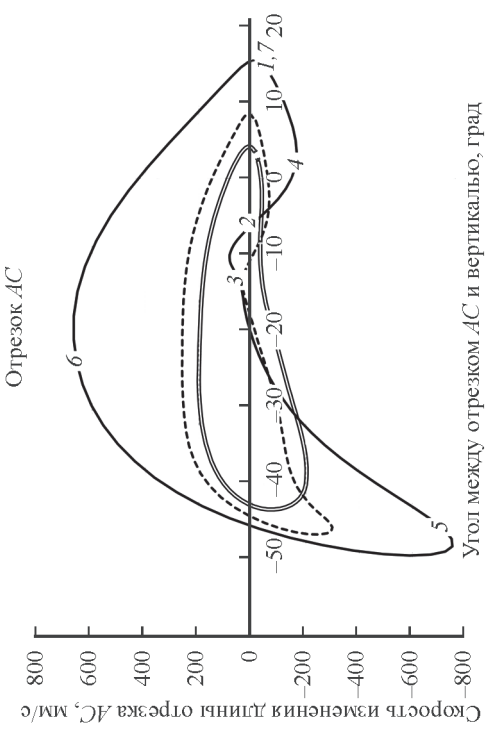
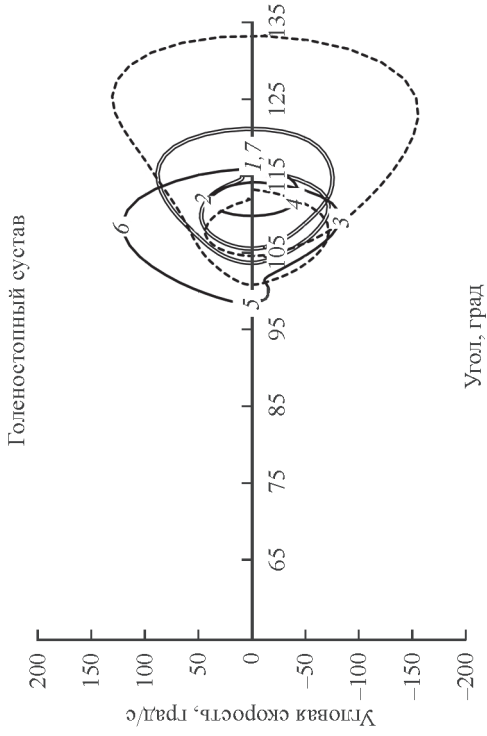
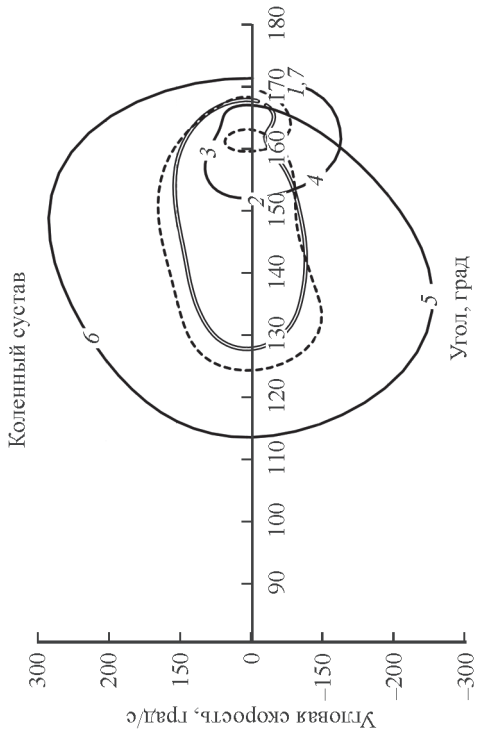
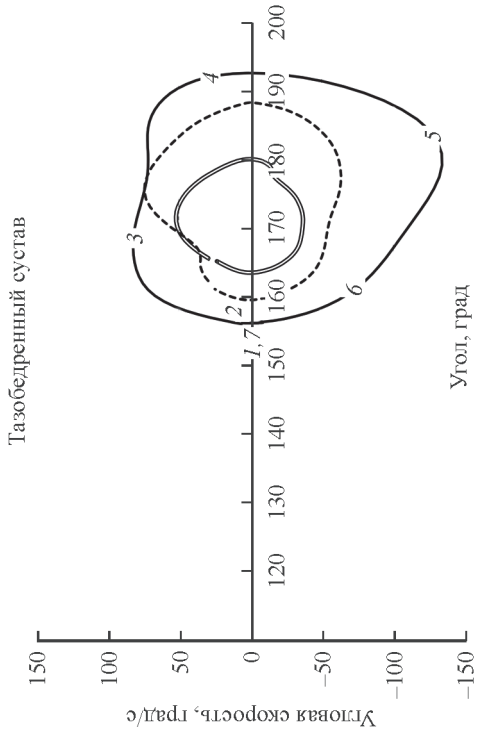
РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

На рис. 3 приведены типичные фазовые траектории, характеризующие движения в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах, а также изменения длины отрезка CA . Подобные фазовые траектории встречаются у 11 человек из 15 испытуемых. У остальных 4-х испытуемых наблюдалось значительное смещение фазовой траектории по угловым координатам в случае максимального снижения весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат. Пример таких фазовых траекторий приведен на рис. 4. Такой анализ делает наглядным различия стратегий движения.

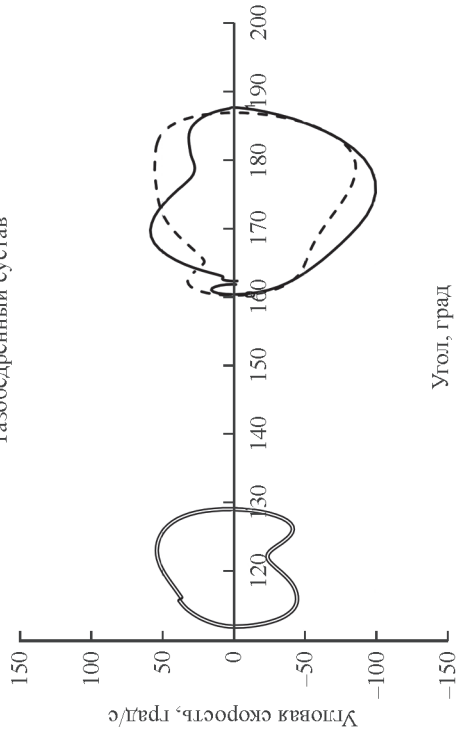
Как показывает анализ результатов, для всех фазовых траекторий, кроме голеностопного сустава, наблюдается последовательное уменьшение площади фазовой траектории с уменьшением весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат. Для того чтобы компенсировать эти изменения, происходит перераспределение двигательных функций на голеностопный сустав. В результате фазовые траектории для голеностопного сустава увеличиваются по площади при выполнении ходьбы с уменьшенной внешней поддержкой веса тела. Одной важной особенностью кинематики коленного сустава является наличие фазы «амортизации», т. е. незначительное сгибание (уменьшение угла) в суставе в начале цикла двойного шага (10—15 % времени двойного шага), когда вес тела полностью переносится на опорную ногу (временной отрезок от 1(7) до 3 фазовой траектории коленного сустава). Так, при выполнении нормальной ходьбы без внешней поддержки веса тела у всех испытуемых наблюдается небольшая петля, которая видна на участке от фазы переднего толчка до момента «вертикали» в фазе срединной опоры (рис. 3). При ходьбе в условиях внешней поддержки, равной 38 % веса тела, петля становится меньше, а при внешней поддержке, равной 16 % веса тела, петля на фазовой траектории полностью исчезает. Подобные изменения угловых перемещений в коленном суставе указывают на то, что при ходьбе в условиях внешней поддержки, равной

Рис. 3. Фазовые траектории тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, а также изменения длины отрезка CA во время выполнения ходьбы при различных уровнях весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат.

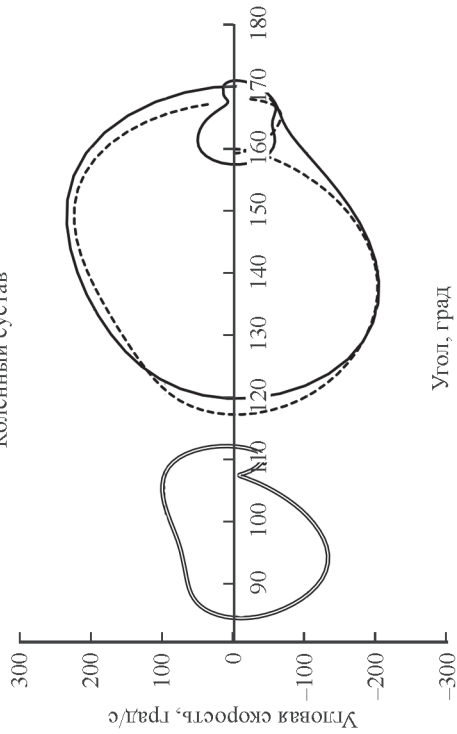
Сплошная линия — ходьба при 100 % веса тела, *пунктирная* — 38 % веса тела, *двойная сплошная* — 16 % веса тела. Условные обозначения фаз и моментов двойного шага: Остальные обозначения те же, что и на рис. 1.



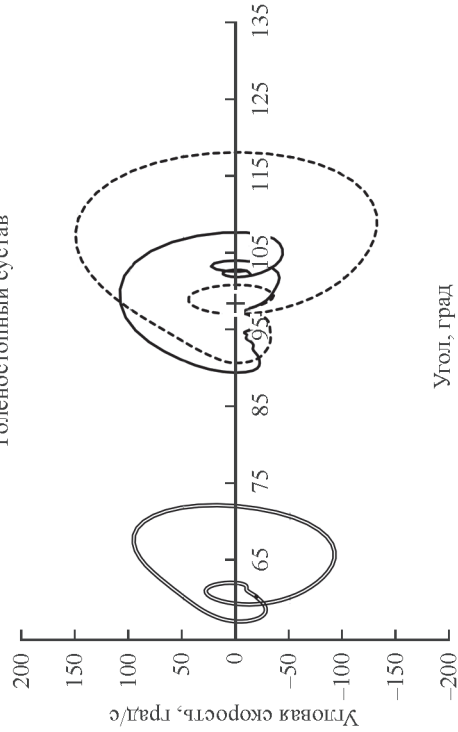
Тазобедренный сустав



Коленный сустав



Голеностопный сустав



Отрезок AC

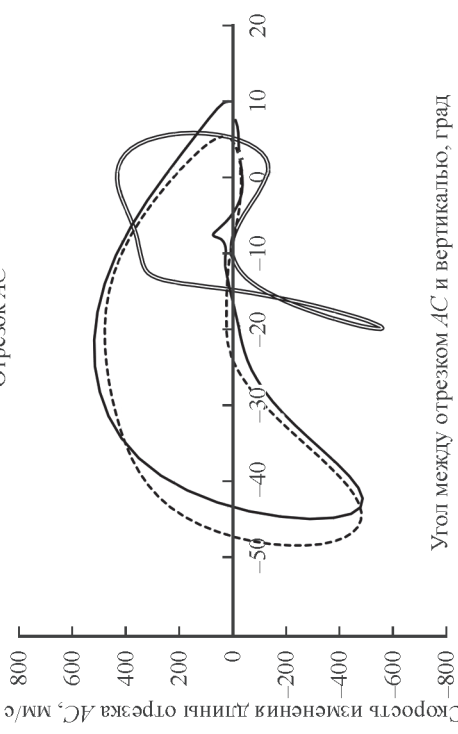


Таблица 1

Соотношение кинетической энергии разгибания к кинетической энергии сгибания для различных суставов

Соотношение E^-/E^+	Тазобедренный сустав	Коленный сустав	Голеностопный сустав
100 % веса тела	1.90 ± 0.22	0.89 ± 0.07	0.47 ± 0.11
38 % веса тела	1.43 ± 0.28	0.74 ± 0.07	0.97 ± 0.29
16 % веса тела	1.09 ± 0.29	0.77 ± 0.15	0.99 ± 0.23

16 % веса тела, в фазе «амортизации» не требуется дополнительного движения в коленном суставе при сниженной весовой нагрузке.

На рис. 4 представлены фазовые траектории, характерные для 4-х испытуемых, у которых во время ходьбы в условиях внешней поддержки, равной 16 % веса тела, наблюдается смещение фазовых траекторий по оси абсцисс, т. е. происходит уменьшение амплитуды угловых перемещений в суставах.

Такую стратегию локомоций (ходьбы) можно характеризовать с той позиции, что данные испытуемые полностью полагаются на систему вывешивания, принимают полусогнутую позу («поза усталой обезьяны»). В пользу этого говорят результаты биомеханического анализа ходьбы, выполненного ранее в данном исследовании [5]. Наиболее яркое различие видно для фазовых траекторий тазобедренного и голеностопного суставов. Также при уменьшении весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат до 16 % веса тела значительно изменяется как форма, так и площадь фазовой траектории отрезка *СА*. Видно, что при большом отрицательном угле между отрезком *СА* и вертикалью (в фазе переднего толчка) требуется делать более резкие движения — сгибание и разгибание в коленном суставе, чтобы сохранить устойчивость и вертикальное положение тела. Возможно, в условиях, когда испытуемый будет находиться в скафандре, будут наблюдаться определенные проблемы поддержания вертикального положения тела во время осуществления локомоций, связанные с жесткостью скафандра и невозможностью делать быстрые движения в коленном суставе.

В табл. 1 представлены средние по группе соотношения кинетической энергии сгибания и разгибания для различных уровней весовой нагрузки.

Значимые изменения наблюдаются для тазобедренного сустава. При этом в земных условиях (нормальная ходьба) наблюдается преобладание кинетической энергии сгибания над кинетической энергией разгибания. С уменьшением внешней поддержки до 16 % веса тела это соотношение стремится к 1 в сторону уменьшения по сравнению с нормальной ходьбой. В голеностопном суставе наблюдается обратная противоположная ситуация, когда соотношение энергий сгибания и разгибания стремится к 1 в сторону увеличения. Таким образом, вывеска испытуемого при 38 % веса тела является достаточной, чтобы энергии сгибания и разгибания в голеностопном суставе стали близкими по значению.

Рис. 4. Фазовые траектории тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, а также изменения длины отрезка *СА* во время выполнения ходьбы при различных уровнях весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат (представлены данные 4 испытуемых). *Сплошная линия* — ходьба при 100 % веса тела, *пунктирная* — 38 % веса тела, *двойная сплошная* — 16 % веса тела.

Таблица 2

Изменения кинетической энергии сгибания/разгибания и относительной суммарной энергии

Относительно 100 % веса тела, %		Тазобедренный	Коленный	Голеностопный
38 % веса тела	Сгибание	51.93 ± 22.93	48.99 ± 25.40	-106.82 ± 137.64
	Разгибание	35.87 ± 31.02	39.78 ± 24.51	0.75 ± 59.56
	Сумма	46.42 ± 25.20	44.17 ± 24.71	-31.23 ± 77.42
16 % веса тела	Сгибание	71.99 ± 13.70	65.64 ± 17.41	-47.01 ± 72.05
	Разгибание	51.12 ± 24.72	60.18 ± 18.26	30.18 ± 30.21
	Сумма	64.82 ± 16.37	62.84 ± 17.28	6.63 ± 40.61

Для более ясного представления о стратегии локомоций было рассмотрено изменение энергии сгибания/разгибания, и также относительной суммарной энергии в случаях ходьбы с внешней поддержкой, равной 38 % и 16 % веса тела, по сравнению с нормальной ходьбой. Результаты представлены в табл. 2.

Как и предполагалось, в тазобедренном и коленном суставах разница в энергиях не превышает 52 % при выполнении ходьбы в условиях внешней поддержки до 38 % и 16 % веса тела. При моделировании лунной гравитации максимальное различие в случае сгибания составляет 72 % для тазобедренного сустава и 65 % для коленного сустава. В целом это соответствует представлению об изменении стратегии в сторону уменьшения энергетических затрат при снижении весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат. Подтверждением этого могут служить результаты анализа электромиографической активности мышц нижних конечностей и электромиографической стоимости локомоций при различной гравитационной нагрузке на опорно-двигательный аппарат [5]. Однако если оценить изменения в голеностопном суставе, то можно увидеть большую вариативность, а также увеличение энергетических затрат.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Результаты исследования показывают, что испыталели разделились на две неравнозначные группы. Первую группу составили одиннадцать человек, у которых формы фазовых траекторий в суставах нижних конечностей были практически одинаковы. Для этой группы характерна стратегия локомоций, при которой в результате уменьшения внешней поддержки происходит уменьшение площади фазовых траекторий как для коленного, так и для тазобедренного суставов, уменьшаются вариации углов и угловых скоростей в этих суставах. При этом в голеностопном суставе вариативность кинематических характеристик возрастает с уменьшением весовой нагрузки. Мы связываем эти изменения в кинематике голеностопного сустава с тем, что таким образом компенсируется объем движений в тазобедренном и коленном суставах при вывешивании, поскольку это позволяет сохранить заданную скорость движения и темп ходьбы. Эта стратегия, по-видимому, доминирующая и характерна для большинства людей.

Вторую группу испыталели составили 4 человека из 15. Испыталели данной группы демонстрируют результаты, которые можно наблюдать во время обучения испытуемых работе при их вывешивании. При достаточно сильной разгрузке опорно-двигательного аппарата наступает момент, когда некоторые

испытатели полностью полагаются на систему вывешивания. При этом в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах происходит уменьшение межзвездных углов и, как следствие, поза принимает «пригибной характер». Такая поза не стабильна и не является правильной с точки зрения эффективности ходьбы в данных условиях, поскольку возникают ограничения в движении и, как следствие, нарушается правильная стратегия локомоций. Все эти изменения наблюдаются в изменениях фазовых траекторий. Так, в случае максимального вывешивания (до 16 % от веса тела) фазовая траектория смещается в сторону меньших углов. Эти смещения легко наблюдать на рис. 3 и можно безошибочно говорить о выбранной данными 4-мя испытуемыми стратегии движения.

Результаты проведенного исследования также выявили характерную для всех испытуемых динамику снижения соотношения кинетической энергии разгибания к кинетической энергии сгибания для коленного сустава. Так, при нормальной ходьбе это соотношение равно 1.9 у. е. (т. е. кинетическая энергия разгибания примерно в 2 раза больше, чем кинетическая энергия сгибания). При уменьшении внешней поддержки до 38 % от веса тела этот показатель уже равен 1.43 у. е., а при максимальном вывешивании (16 % от веса тела) соотношение энергии разгибания и сгибания практически равно 1 у. е. Это говорит о том, что при данной величине внешней поддержки кинетическая энергия разгибания и кинетическая энергия сгибания становятся равными по величине. В случае голеностопного сустава наблюдается обратная динамика. В коленном суставе мы не обнаружили статистически значимых различий.

Как и ожидалось, кинетическая энергия сгибания, кинетическая энергия разгибания и суммарная энергия при вывешивании по сравнению с нормальной ходьбой как в коленном, так и в тазобедренном суставах у всех испытуемых изменились. Изменения для обоих суставов находятся в диапазоне от 36 до 72 %. Есть четкая зависимость величины уменьшения кинетической энергии в суставах с уменьшением весовой нагрузки. В противовес этим изменениям в голеностопном суставе наблюдается увеличение кинетических затрат на сгибание, что еще раз подчеркивает выявленную нами стратегию — уменьшение энергии в коленном и тазобедренном суставах и увеличение кинетических затрат при сгибании в голеностопном суставе с целью сохранения выбранного темпа и скорости ходьбы.

В связи с проведенными исследованиями была разработана система рекомендаций по тренировке космонавтов при подготовке к полетам на Марс и Луну (Авторское свидетельство РАО № 25766).

Авторы выражают благодарность испытуемым, принявшим участие в данном исследовании, а также сотрудникам НИИ космической медицины ФНЦ ФМБА России за помощь в проведении исследования.

Работа выполнена при поддержке гранта Российского фонда фундаментальных исследований № 16-34-60070.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Богданов В. А., Гурфинкель В. С., Панфилов В. Е. Движения человека в условиях лунной гравитации. Космич. биология и авиакосмич. медицина. 5(2): 3—13. 1971.
- [2] Генин А. М., Ильин А. Е., Капланский А. С., Касаткина Т. Б., Кузнецова К. А., Пестов И. Д., Смирнова Т. А. Биоэтические правила проведения исследований на человеке и животных в авиационной, космической и морской медицине. Авиакосмич. и экологич. медицина. 35(4): 14—20. 2001.

- [3] *Защирский В. М., Сирота М. Г., Прилуцкий Б. И., Райцын Л. М., Селуянов В. Н., Чугунова Л. М.* Биомеханика движений тела человека после 120-суточной АНОГ. Космич. биология и авиакосмич. медицина. 19(5): 23—27. 1985.
- [4] *Смирнова Т. А., Ильин Е. А.* Этика проведения биомедицинских исследований и испытаний. Авиакосмич. и экологич. медицина. 51(4): 59—68. 2017.
- [5] *Шпаков А. В., Воронов А. В.* Особенности организации ходьбы человека в условиях различной по величине гравитационной нагрузки на опорно-двигательный аппарат. Авиакосмич. и экологич. медицина. 51(7): 37—47. 2017.
- [6] *Шпаков А. В., Воронов А. В.* Сравнительный анализ биомеханических параметров ходьбы человека с различным темпом в исследовании с моделированием невесомости и лунной гравитации. Медицина экстремальных ситуаций. 55: 30—39. 2016.
- [7] *Baranov M. V., Katuntsev V. P., Shpakov A. V., Baranov V. M.* A method of ground simulation of physiological effects of hypogravity on humans. Bull. Exp. Biol. Med. 160(9): 392—396. 2015.
- [8] *Cavagna G. A., Margaria R.* Human locomotion on the lunar surface. Rivista Di Medicina Aeronautica E Spaziale. 30: 629—644. 1967.
- [9] *Cavanagh P. R., Rice A. J., Licata A. A., Kuklis M. M., Novotny S. C., Genc K. O., Englehaupt R. K., Hanson A. M.* A novel lunar bed rest analogue. Aviat Space Environ Med. 84(11): 1191—1195. 2013.
- [10] *Ferrigno G., Padotti A.* Elite: a digital dedicated hardware system for movement analysis via real time TV-signal processing. IEEE Trans. Biomed. Eng. 32: 943—950. 1985.
- [11] *Glasauer S., Amorim M. A., Bloomberg J. J., Reschke M. F., Peters B. T., Smith S. L., Berthoz A.* Spatial orientation during locomotion [correction of locomotion] following space flight. Acta Astronaut. 36(8—12): 423—31. 1995.
- [12] *Layne C. S., Bloomberg J. J., McDonald P. V., Jones G., Pruett C. J.* Lower-limb electromyographic activity patterns during treadmill locomotion following space flight. Aviation, Space, Environmen. Med. 65: 449—461. 1994.
- [13] *Layne C. S., McDonald P. V., Bloomberg J. J.* Neuromuscular activation pattern during treadmill walking after space flight. Exp. Brain Res. 113: 104—116. 1997.
- [14] *Margaria R.* Human locomotion on the Earth and in subgravity. Schweizerische Zeitschrift fur Sportmedizin. 14(1—3): 159—167. 1966.
- [15] *McDonald P. V., Basdogan C., Bloomberg J. J., Layne C. S.* Lower limb kinematics during treadmill walking after space flight: implications for gaze stabilization. Exp. Brain Res. 112(2): 325—34. 1996.
- [16] *Shpakov A. V., Fomina E. V., Lysova N. Y., Chernova M. V., Kozlovskaya I. B., Voronov A. V.* 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 Physiol. 39(2): 162—170. 2013.
- [17] *Shpakov A. V., Voronov A. V.* Studies of the Effects of simulated weightlessness and lunar gravitation on the biomechanical parameters of gait in humans. Neurosci. Behav. Physiol. 48(2): 199—206. 2018.
- [18] *Whittle M. W.* Gait Analysis: An Introduction. Butterworth-Heinemann, Oxford, London. 2014.

Поступила 5 IV 2018
После доработки 9 VII 2018