

УДК 612.766.1

ПРЫЖКОВЫЕ ТЕСТЫ ПОСЛЕ ОПОРНОЙ РАЗГРУЗКИ РАЗЛИЧНОЙ ПРОДОЛЖИТЕЛЬНОСТИ: МАКСИМАЛЬНАЯ ВЫСОТА И ТОЧНОСТЬ ВЫПОЛНЕНИЯ

© 2024 г. Г. К. Примаченко^{1, *}, А. В. Шпаков^{1, 2}, А. В. Воронов², Н. Н. Соколов²

¹ФГБУН ГНЦ РФ – Институт медико-биологических проблем РАН, Москва, Россия

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

*E-mail: g.k.primachenko@mail.ru

Поступила в редакцию 23.05.2024 г.

После доработки 24.08.2024 г.

Принята к публикации 28.08.2024 г.

В данной работе представлены результаты исследования изменений скоростно-силовых показателей опорно-двигательного аппарата нижних конечностей человека и показателей точности выполнения многосуставных движений после воздействия таких моделей физиологических эффектов микрогравитации, как 21-суточная антиортостатическая гипокинезия (АНОГ) и 7-суточная “сухая” иммерсия (СИ) с использованием электромиостимуляции (ЭМС) как средства профилактики атонии мышечной ткани. В качестве изучаемых параметров использовалась максимальная высота прыжка, а также точность и вариативность высоты прыжка на заранее установленную высоту. Результаты исследования показали, что экспозиция в изучаемых моделях микрогравитации оказывает схожее влияние на абсолютные скоростно-силовые показатели мышц нижних конечностей и приводит к их снижению. При этом АНОГ и СИ оказывают различное влияние на точность выполнения многосуставных движений. Так, после АНОГ точность выполнения многосуставных движений на заранее установленную высоту увеличилась, а после СИ – снизилась или осталась на фоновом уровне. Последнее может быть следствием применения в условиях иммерсионного эксперимента ЭМС.

Ключевые слова: максимальная высота прыжка, вариативность, “сухая” иммерсия, антиортостатическая гипокинезия, опорная разгрузка, микрогравитация.

DOI: 10.31857/S0131164624060033 **EDN:** AGKDAW

Управление движением является неотъемлемой частью повседневной и профессиональной жизнедеятельности человека. Еще в первой половине прошлого века Н.А. Бернштейн описывал кинематику и динамику локомоций человека как факторы, зависящие целиком и полностью от силы гравитационного воздействия [1]. Двигательные паттерны и стратегии локомоций человека развиваются в условиях и в зависимости от земной силы тяготения [2]. Однако в настоящее время перед космической физиологией и медициной стоит задача обеспечения повседневной и профессиональной жизнедеятельности человека в условиях микро- и гипогравитации, что приобретает свою актуальность в перспективе полетов в дальний космос.

Так, изменения кинематики, динамики и снижения скоростно-силовых параметров локомоций космонавтов наблюдаются после короткого и длительного воздействия микрогравитации [3]. Наземные экспериментальные модели физиологических

эффектов микрогравитации, такие как “сухая” иммерсия (СИ) и антиортостатическая гипокинезия (АНОГ), показывают аналогичные изменения у испытуемых-добровольцев после экспериментального воздействия как со стороны скоростно-силовых показателей, так и со стороны кинематики и динамики локомоций [4–6].

В свою очередь, влияние гипогравитационного фактора на опорно-двигательный аппарат человека остается недостаточно изученным. Ранее проведенные исследования, посвященные изучению двигательной активности в условиях гипогравитации как реальной, так и моделируемой сосредоточены преимущественно на различных моделях вывешивания и основываются на немногочисленных данных, полученных после высадки миссии по программе “Аполлон” на лунную поверхность [7–9]. Однако воздействию гипогравитации (свойственной для пребывания космонавта на лунной поверхности) неизбежно предшествует

этап космического полета (КП), сопровождающийся условиями невесомости. Поэтому космонавты, которым предстоит столкнуться с воздействием гипогравитационного фактора, будут находиться в физическом состоянии, обусловленном развивающимися процессами атрофии скелетной мускулатуры [10], уменьшением общей работоспособности [11–14] и ортостатической неустойчивостью [15]. Таким образом, формирование знаний об особенностях функционального состояния двигательного аппарата нижних конечностей человека перед выполнением внекорабельной деятельности в условиях лунной гравитации возможно, учитывая предварительное влияние микрогравитации на опорно-двигательный аппарат. Поскольку первым этапом полета к Луне будет КП в течение 4–5 сут, актуальным является оценка функционального состояния опорно-двигательного аппарата перед выполнением работ на поверхности Луны. Однако в настоящее время такие короткие КП совершаются крайне редко. В связи с этим перспективными являются исследования в наземных модельных исследованиях.

Цель данной работы заключалась в изучении скоростно-силовых показателей и показателей точности выполнения многосуставных движений у человека после воздействия моделей физиологических эффектов микрогравитации в экспериментах с 21-суточной АНОГ и 7-суточной СИ с использованием электромиостимуляции (ЭМС).

МЕТОДИКА

Исследование выполняли с использованием “сухой” иммерсии и антиортостатической гипокнезии, которые являются общепризнанными наземными моделями физиологических эффектов микрогравитации [4, 6].

В эксперименте с “сухой” иммерсией принимали участие 7 практически-здоровых мужчин-добровольцев, регулярно не занимающихся физическими нагрузками ($M \pm SD$: 34.8 $\pm$ 4.4 лет, 172.9 $\pm$ 5.2 см, 72.0 $\pm$ 5.8 кг). По условиям эксперимента испытуемые в течение 7 сут круглосуточно находились в условиях СИ. Ежедневно на протяжении иммерсионного воздействия в качестве меры профилактики испытуемым 2 раза в сутки проводили электростимуляционную тренировку мышц передней и задней поверхности голени и бедра: низкочастотную (утром) и высокочастотную (вечером) [16]. Во время утреннего сеанса ЭМС для одновременной стимуляции мышц голени и бедра использовали электростимулятор “СТИМУЛ-01” (Биофизприбор, Россия). Применяли биполярный симметричный прямоугольный электрический импульс (1 мс, 25 Гц) в циклическом режиме 1 с — стимуляция, 2 с — расслабление, продолжительность сеанса составляла 45 мин. Вечерний

сеанс ЭМС проводили с использованием аппарата “АМПЛИДИН-ЭСТ” (НТЦ УП РАН, Россия) для генерации биполярных симметричных импульсов 2.5 кГц с синусоидальной модулирующей частотой 50 Гц, в режиме 10 с — стимуляция, 50 с — расслабление. Продолжительность сеанса составляла 20 мин: последовательно сначала стимулировались мышцы голени в течение 10 мин, затем 10 мин — мышцы бедра. Электроды PG-901 (Fiab, Италия) попарно располагали на обеих ногах испытуемых по средней линии на проксимальной и дистальной трети передней и задней поверхности бедра (13 $\times$ 5 см), а также передней поверхности голени (9 $\times$ 5 см). Для стимуляции задней поверхности голени один электрод устанавливали по средней линии в проксимальной части голени (13 $\times$ 5 см), другой (9 $\times$ 5 см) — на 5 см дистальнее икроножных мышц. Интенсивность стимуляции подбирали индивидуально для каждого испытуемого (до возникновения неприятных ощущений).

В исследовании с 21-суточной АНОГ принимали участие 10 практически здоровых мужчин-добровольцев, регулярно не занимающихся физическими нагрузками ($M \pm SD$: 30.7 $\pm$ 4.0 лет, 179.7 $\pm$ 5.3 см, 78.0 $\pm$ 8.5 кг). Согласно условиям эксперимента, испытуемые круглосуточно находились в условиях постельного режима с наклоном тела –6 град относительно горизонта [5]. Каких-либо средств профилактики в ходе АНОГ испытуемые не использовали [17].

Максимальную произвольную силу при выполнении многосуставных движений (разгибание в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах) определяли в серии прыжковых тестов [18, 19]:

- прыжок из приседа, или *Squat Jump (SJ)*. Данный тип прыжка обеспечивает вовлечение всех мышечных единиц четырехглавой мышцы бедра и отражает их вклад на величину максимальной высоты прыжка;

- прыжок с подседом или *Countermovement Jump (CMJ)*. В указанном типе максимальная высота прыжка зависит также от энергии, запасенной в эластических структурах двигательного аппарата нижних конечностей. *CMJ* отражает вклад этих структур в величину максимальной высоты прыжка по сравнению с *SJ*;

- прыжок с подседом и махом руками, или *Countermovement jump with arm swing (CMJas)*. *CMJas* отражает вклад координационных способностей человека в величину максимальной высоты прыжка.

В ходе тестирования испытуемый по сигналу выполнял выпрыгивание вверх согласно инструкции: “выполнить прыжок максимально высоко”.

Параметры точности и вариабельности мышечных усилий оценивали также при помощи выполнения прыжковых тестов. Однако в отличие от



Рис. 1. Выполнение испытуемым прыжка вверх с подседом и с махом руками.

А — исходное положение испытуемого. *Б* — момент подседа до угла в коленном суставе 90° (положение приседа). *В* — завершающая фаза отталкивания (выполнение прыжка). *Г* — достижение максимальной высоты прыжка.

прыжков на максимальную высоту, испытуемых инструктировали выполнить прыжок вверх на 50% высоты, которая соответствует их собственным ощущениям. Анализировали вариабельность отклонений выше и ниже 50% значения максимальной высоты прыжка, а также абсолютную величину самих отклонений.

После СИ прыжковое тестирование выполняли на вторые сутки ($R + 2$), а после АНОГ — на третьи сутки ($R + 3$) восстановительного периода. Прыжковые тесты выполняли с использованием программно-аппаратного комплекса «*OptoJumpNext*» (*Microgate*, Италия) [20]. Эта оптическая измерительная система состоит из передающей и принимающей планок, находящихся на поверхности пола в отдалении друг от друга (рис. 1, Г). Так как светодиоды передающей планки находятся в постоянной связи с диодами приемной планки, система определяет любые разединения контакта между планками и рассчитывает их продолжительность. Таким образом, принцип работы системы заключается в фиксировании времени контакта испытуемого с поверхностью пола (отсутствие контакта между планками), исходя из которого автоматически производится расчет времени, проведенного в безопорном режиме (прыжок), и, следовательно, высоты прыжка. Точность измерений системы составляет 0.001 с (длительность) и 0.01 м (перемещение).

Перед проведением тестирования испытуемые выполняли педалирование на велоэргометре с частотой не менее 60 об./мин в течение 5 мин, а также комплекс разминочных упражнений для мышц таза и спины, нижних конечностей и верхнего

плечевого пояса. Общий вид тестирования представлен на рис. 1.

Участникам исследования предлагали выполнить 3 последовательных прыжка одного типа для определения максимальной высоты прыжка и запомнить те ощущения, высоту и мышечное напряжение, которые они испытают при выполнении этих прыжков. После чего участникам предлагали выполнить 5 последовательных прыжков на точность для достижения ими субъективной половины максимальной высоты прыжка. В процессе проведения тестирования участникам не предоставляли какой-либо обратной связи о величине их фактической высоты прыжка. Каждый участник самостоятельно определял половину максимальной высоты прыжка. Прыжки выполняли с интервалом 10–15 с между попытками. При завершении серии прыжков на максимальную высоту испытуемые отдыхали в течение 1–2 мин, после чего выполняли прыжки на половину максимальной высоты. Вся вышеописанная процедура тестирования повторялась 3 раза с использованием трех различных типов прыжков.

Точность многосуставных движений определяли при помощи анализа результатов прыжков на точность — оценивали относительную ошибку при попытке воспроизведения половины максимальной высоты прыжка. Также определяли силу и направление взаимосвязи максимальной высоты прыжка с относительной ошибкой в прыжках на точность.

Статистическую обработку полученных в ходе эксперимента данных проводили с применением программного пакета *Statistica 12*, модулей *statsmodels 0.14.1* и *SciPy 1.12.0* для *Python 3.9.18*.

Нормальность распределения данных в каждой выборке определяли с использованием критерия Шапиро–Уилка.

Гипотезу об отсутствии значимых различий между группами проверяли при помощи *T*-критерия Стьюдента для зависимых выборок при наличии нормального распределения. В случае опровержения гипотезы о соответствии распределения данных в выборке нормальному закону распределения использовали *T*-критерий Вилкоксона и *U*-критерий Манна–Уитни для зависимых и независимых выборок соответственно. Регрессионные модели строили при соответствии данных нормальному закону распределения в выборке, а также при отсутствии гетероскедастичности. Гипотезу об отсутствии корреляции между остатками и предсказанными значениями зависимой переменной проверяли при помощи теста ранговой корреляции Спирмена в том случае, если распределение остатков не подчинялось нормальному закону распределения. Если распределение остатков подчинялось нормальному закону, использовали тест

корреляции Пирсона. Оценку значимости коэффициента детерминации проводили при помощи *F*-критерия Фишера. Качественную оценку тесноты связи определяли по шкале Чеддока. Различия считали статистически значимыми при $p < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анализ результатов прыжковых тестов выявил достоверное снижение максимальной высоты прыжка ($p < 0.05$) в каждом из типов прыжковых тестов до и после экспериментального воздействия как в эксперименте с СИ, так и эксперименте с АНОГ (табл. 1). Максимальная высота прыжка уменьшилась после иммерсионного воздействия на 2.2–4.1% по сравнению с исходным уровнем. Вместе с тем максимальная высота прыжка после пребывания в АНОГ снизилась на 13.9–16.8% по сравнению с исходным уровнем (рис. 2).

Группы СИ и АНОГ значимо отличались между собой в период фоновых исследований по показателю максимальной высоты прыжка. Значимые

Таблица 1. Результаты сравнительного анализа максимальной высоты прыжка в антиортостатической гипокнии (АНОГ) и “сухой” иммерсии (СИ)

Тип прыжка / Сравниваемые параметры	Фоновые исследования “СИ – АНОГ”	Последствие “СИ – АНОГ”	СИ “Фоновые исследования – R + 2”	АНОГ “Фоновые исследования – R + 3”
SJ	—	—	+	+
CMJ	+	—	+	+
CMJas	+	--	+	+

Примечание: “+” – $p < 0.05$; “–” – $p > 0.05$.

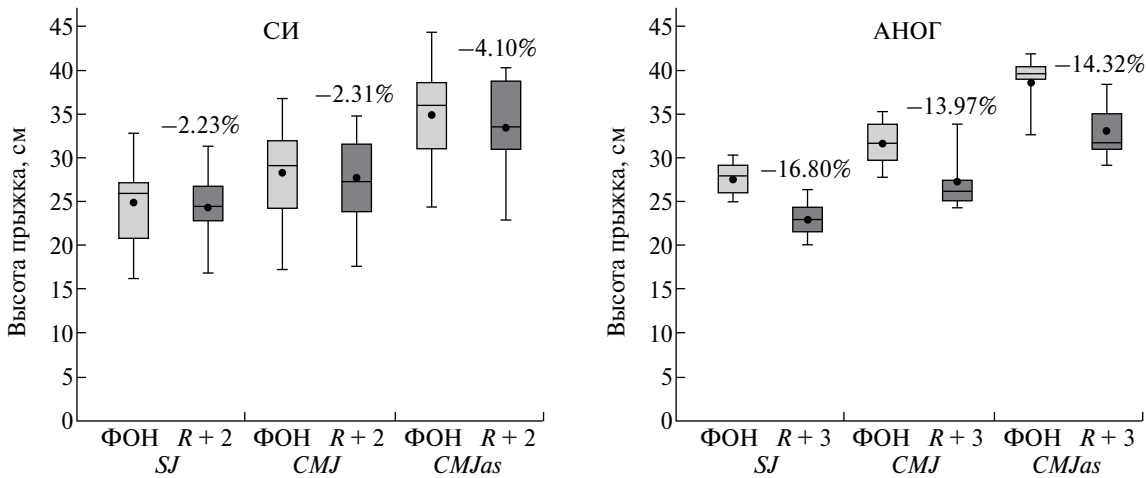


Рис. 2. Снижение максимальной высоты прыжка после экспериментального воздействия 7-суточной “сухой” иммерсии с электромиостимуляцией и 21-суточной антиортостатической гипокнии без средств профилактики.

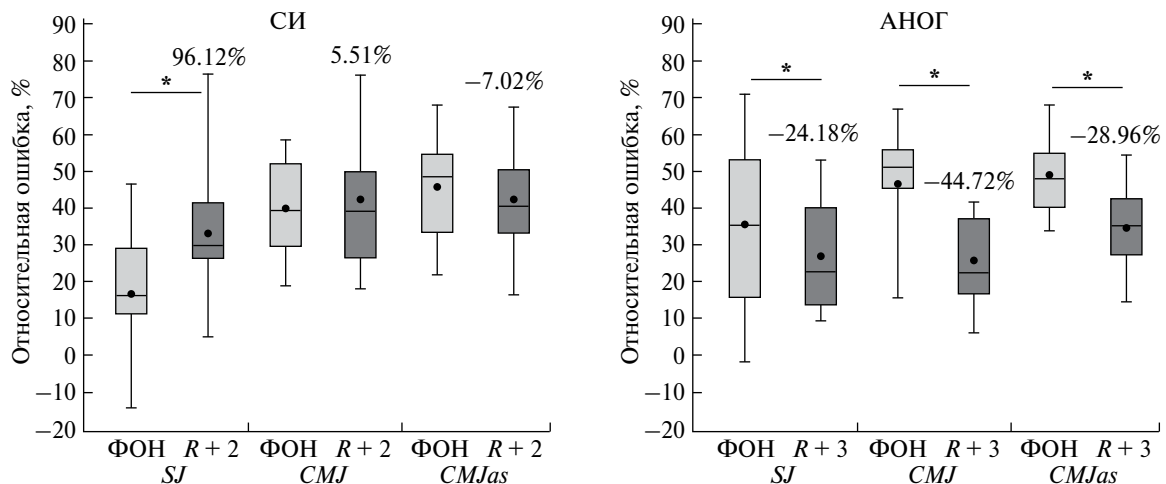


Рис. 3. Изменение относительной ошибки после экспериментального воздействия 7-суточной “сухой” иммерсии с электроимпульсной стимуляцией и 21-суточной антиортостатической гипокинезии без средств профилактики.

* – $p < 0.05$.

Таблица 2. Результаты сравнительного анализа относительной ошибки при выполнении прыжковых тестов в экспериментах 21-суточной антиортостатической гипокинезии (АНОГ) и 7-суточной “сухой” иммерсии (СИ)

Тип прыжка / Сравниваемые параметры	Фоновые исследования “СИ – АНОГ”	Последствие “СИ – АНОГ”	СИ “Фоновые исследования – R + 2”	АНОГ “Фоновые исследования – R + 3”
SJ	+	–	+	–
CMJ	–	+	–	+
CMJas	–	–	–	+

Примечание: см. табл. 1.

различия были обнаружены при сравнении результатов в прыжках типа *CMJ* и *CMJas*.

После воздействия СИ величина относительной ошибки значимо увеличилась только в прыжках типа *SJ* (рис. 3). После АНОГ относительная ошибка снижалась при выполнении всех типов прыжков на достижение половины максимальной высоты прыжка.

Увеличение относительной ошибки в прыжке *SJ* в группе СИ указывает на вероятное снижение способности выполнять точные многосуставные движения, в то же время группа АНОГ показала снижение относительной ошибки во всех типах прыжков после экспериментального воздействия.

Значения относительной ошибки при проведении фоновых исследований были идентичны в обеих группах испытуемых (АНОГ и СИ) во всех типах прыжков, кроме *SJ* ($p < 0.05$). В период последствия величина ошибки значимо отличалась

между группами АНОГ и СИ в прыжках типа *CMJ* ($p < 0.05$).

Результаты сравнительного анализа двух экспериментальных групп представлены в табл. 2.

Поскольку показатель относительной ошибки рассчитывали с использованием максимальной высоты прыжка, были построены регрессионные модели взаимосвязи этих двух переменных для опровержения гипотезы о взаимной корреляции. По результатам регрессионного анализа не было выявлено взаимозависимости максимальной высоты прыжка и относительной ошибки в группе фоновых исследований СИ. Однако тестирование, выполненное на $R + 2$ сутки, указывает на наличие значимой заметной взаимосвязи этих параметров в прыжках типа *SJ* ($p < 0.05$) (рис. 4). Построенная нами модель объясняет 50% взаимной изменчивости максимальной высоты прыжка и относительной ошибки.

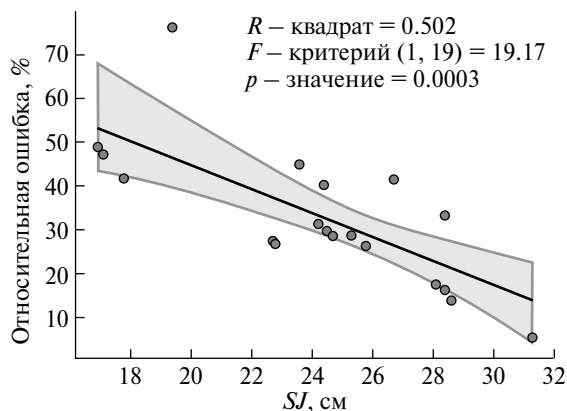


Рис. 4. Взаимосвязь максимальной высоты прыжка и относительной ошибки в прыжках типа SJ после “сухой” иммерсии.

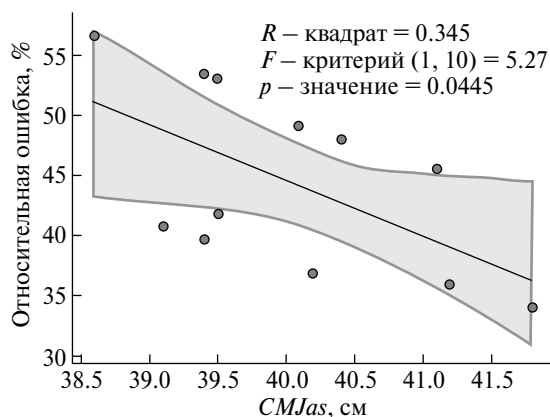


Рис. 5. Взаимосвязь максимальной высоты прыжка и относительной ошибки в прыжках типа CMJas до воздействия антиортостатической гипокинезии.

По результатам регрессионного анализа не было выявлено взаимозависимости максимальной высоты прыжка и относительной ошибки после воздействия АНОГ. Однако в период фоновых исследований присутствовала значимая умеренная взаимосвязь этих параметров в прыжках типа CMJas ($p < 0.05$) (рис. 5).

Построенная модель объясняет 34% взаимной изменчивости максимальной высоты прыжка и относительной ошибки. Таким образом, дисперсия относительной ошибки может быть объяснена в высокой степени индивидуальными особенностями испытуемых, не учтенными при построении модели.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Пребывание человека в условиях АНОГ привело к достоверному изменению состояния нервно-мышечного аппарата нижних конечностей.

Снижение максимальной высоты прыжка как показателя, отражающего уровень максимальной произвольной силы, свидетельствует о снижении скоростно-силовых возможностей испытуемых и развивающихся на протяжении всей АНОГ процессов атонии скелетной мускулатуры человека [3, 21]. Гипотеза о наличии линейной взаимосвязи величины относительной ошибки с показателем максимальной высоты прыжка после воздействия АНОГ опровергается результатами регрессионного анализа. По-видимому, испытуемые по субъективным ощущениям достигали заданной высоты в прыжках на точность, однако по не зависящим от максимальной высоты прыжка причинам ошибались в меньшей степени после воздействия АНОГ, чем в период фоновых исследований.

В ранее проведенном исследовании в эксперименте с СИ без применения средств профилактики было показано уменьшение точности воспроизведения мышечных усилий, развиваемых *m. Soleus* и *m. Gastrocnemius* в односуставном движении, которое сопровождалось увеличением абсолютного и относительного порога мышечного усилия [21]. В исследовании с АНОГ мы наблюдали улучшение точности воспроизведения мышечных усилий, развиваемых мышцами нижних конечностей. Однако полученные результаты не противоречат выявленным ранее закономерностям, так как в нашей работе ключевое внимание было уделено точности выполнения многосуставных движений и совместной работе как мышц голени, так и мышц передней поверхности бедра, которые различаются по соотношению быстрых и медленных двигательных единиц [22].

В эксперименте с СИ, используя ЭМС в качестве меры профилактики, также наблюдали достоверное снижение максимальной высоты прыжка. В проведенных ранее исследованиях, в т.ч. работах, посвященных сравнению моделей СИ и АНОГ, было показано, что изменения со стороны сенсомоторной системы, аналогичные наблюдаемым в КП, в условиях СИ развиваются быстрее, чем в условиях АНОГ. Изменения, наблюдаемые на 3–7-е сут СИ (без применения средств профилактики) развиваются к 14–21-м сут АНОГ –6° и позднее [4, 6].

Однако в нашем исследовании скорость снижения скоростно-силовых показателей после воздействия СИ была менее выраженной, чем после АНОГ. Данные различия, вероятнее всего, связаны как с использованием средств профилактики (ЭМС) во время СИ, так и все же с меньшей продолжительностью экспериментального воздействия, поскольку полноценного сравнения и сопоставления временных изменений сенсомоторной системы у данных моделей не производилось. Не стоит исключать и возможного влияния на результаты различий в физической подготовке

испытуемых и во времени тестирования после экспериментального воздействия: в эксперименте с АНОГ тестирование проводили на сутки позже ($R + 3$), чем в СИ ($R + 2$).

Несмотря на однонаправленные изменения показателей максимальной высоты прыжка, изменения точности выполнения многосуставных движений в эксперименте с СИ отличались от результатов, полученных после АНОГ. Так, после АНОГ наблюдалось уменьшение величины относительной ошибки при выполнении всех типов прыжков, в то время как после СИ с применением ЭМС наблюдалось увеличение данного показателя только в прыжках типа *SJ*. Хотя, ожидалось, что воздействие СИ окажет негативное влияние на точность выполнения многосуставных движений во всех типах прыжковых тестов [21, 23, 24]. Различия в полученных результатах, предположительно, можно объяснить использованием ЭМС во время СИ. Исследования сократительных свойств *m. Soleus* крыс, проведенные с одновременным использованием как высокочастотных, так и низкочастотных режимов электромиостимуляции, указывают на их возможное разнонаправленное воздействие. Если низкочастотная ЭМС приводила к увеличению работоспособности скелетной мышцы и уменьшению ее максимальной силы, то высокочастотная ЭМС приводила к обратным изменениям [25]. Помимо этого, в экспериментах с продолжительной низкочастотной электромиостимуляцией наблюдались как положительные, так и деструктивные изменения со стороны мышечных волокон как быстрого, так и медленного фенотипа. Эти изменения включали уменьшение поперечного сечения мышечных волокон и снижение максимальной произвольной силы на фоне увеличения их работоспособности и сохранения поперечной жесткости в экспериментах с гипокинезией [25, 26].

В задачах сложного управления движением мышцы-сгибатели и мышцы-разгибатели различных отделов опорно-двигательного аппарата нижних конечностей работают синергетическим образом [27], и изменения со стороны как медленных, так и быстрых двигательных единиц различных мышечных групп, вероятнее всего, оказывают сочетанное воздействие на изучаемые показатели. Таким образом, совокупное воздействие СИ и выбранных режимов ЭМС могло привести к снижению точности выполнения многосуставных движений с задействованием преимущественно сил, развиваемых мышцами нижних конечностей (прыжки типа *SJ*) и практически не повлиять на точность выполнения многосуставных движений, в которых были задействованы дополнительные механизмы регуляции высоты прыжка. Этими механизмами явились энергия упругой деформации, накапливаемая в эластических структурах двигательного аппарата нижних конечностей, при выполнении

подседа в прыжках типа *CMJ* и механическая энергия, развиваемая руками, при выполнении маха в прыжках типа *CMJas*.

Для полного объяснения результатов, полученных в экспериментах с СИ с использованием ЭМС и АНОГ, требуется проведение аналогичных исследований в СИ без использования средств профилактики и в АНОГ — с использованием аналогичных режимов ЭМС, примененных в эксперименте с СИ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В экспериментах с использованием различных моделей физиологических эффектов микрогравитации (АНОГ, СИ) наблюдается снижение максимальной высоты прыжка после экспериментального воздействия при выполнении прыжков *SJ*, *CMJ* и *CMJas*.

После воздействия 7-суточной СИ с применением высокочастотной и низкочастотной ЭМС в качестве меры профилактики наблюдали меньшее снижение максимальной высоты прыжка по сравнению с 21-суточной АНОГ без применения средств профилактики.

После АНОГ отмечали снижение величины относительной ошибки при выполнении всех видов прыжковых тестов на половину максимальной высоты прыжка по сравнению с фоновыми значениями, тогда как после СИ точность выполнения аналогичных прыжков уменьшилась только в прыжках типа *SJ* (увеличились значения относительной ошибки).

Используемые режимы ЭМС в эксперименте с СИ, предположительно, могли оказать разнонаправленное воздействие, что выражалось в ухудшении точности выполнения прыжков типа *SJ* и сохранения точности выполнения других многосуставных движений.

Финансирование работы. Эксперимент с АНОГ выполнен в рамках Программы фундаментальных научных исследований РАН *FMFR-2024-0033*. Работа во время эксперимента с СИ выполнена при поддержке Минобрнауки России в рамках соглашения № 075-15-2022-298 от 18.04.2022 г. о предоставлении гранта в форме субсидий из федерального бюджета на осуществление государственной поддержки создания и развития научного центра мирового уровня “Павловский центр “Интегративная физиология — медицине, высокотехнологичному здравоохранению и технологиям стрессоустойчивости”.

Соблюдение этических стандартов. Все исследования проводились в соответствии с принципами биомедицинской этики, изложенными в Хельсинкской декларации 1964 г. и последующих поправках к ней. Они также были одобрены комиссией по

биомедицинской этике ГНЦ РФ — Институт медико-биологических проблем РАН (Москва), эксперимент с “сухой” иммерсией — протокол № 620 от 12.07.2022 г., эксперимент с антиортостатической гипокинезией — протоколы № 599 от 06.10.2021 г. и № 621 от 08.08.2022 г.

Каждый участник исследования дал добровольное письменное информированное согласие после получения разъяснений о потенциальных рисках и преимуществах, а также о характере предстоящего исследования.

Конфликт интересов. Авторы данной работы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Вклад авторов в публикацию. Г.К. Примаченко, А.В. Шпаков — идея работы, планирование и организация эксперимента, Г.К. Примаченко, А.В. Шпаков, А.В. Воронов, Н.Н. Соколов — сбор данных, написание и редактирование статьи, Г.К. Примаченко, А.В. Шпаков, А.В. Воронов — обработка данных.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements. London: Pergamon Press, 1967. 196 p.
2. Виноградова О.Л., Томиловская Е.С., Козловская И.Б. Гравитационный фактор как основа эволюционного приспособления животных организмов к деятельности в наземных условиях // Авиакосм. и эколог. мед. 2020. Т. 54. № 6. С. 5.
3. Козловская И.Б. Гравитация и позно-тоническая двигательная система // Авиакосм. и эколог. мед. 2017. Т. 51. № 3. С. 5.
4. Saveko A., Bekreneva M., Ponomarev I. et al. Impact of different ground-based microgravity models on human sensorimotor system // Front. Physiol. 2023. V. 14. P. 1085545.
5. Григорьев А.И., Козловская И.Б. Годичная антиортостатическая гипокинезия (АНОГ) — физиологическая модель межпланетного космического полета. М.: РАН, 2018. 288 с.
6. Pandiarajan M., Hargens A.R. Ground-based analogs for human spaceflight // Front. Physiol. 2020. V. 11. P. 716.
7. 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.
8. MacLean M.K., Ferris D.P. Human muscle activity and lower limb biomechanics of overground walking at varying levels of simulated reduced gravity and gait speeds // PLoS One. 2021. V. 16. № 7. P. 253467.
9. Cowburn J., Serranoli G., Pavei G. et al. A novel computational framework for the estimation of internal musculoskeletal loading and muscle adaptation in hypogravity // Front. Physiol. 2024. V. 15. P. 1329765.
10. Vico L., Collet P., Guignandon A. et al. Effects of long-term microgravity exposure on cancellous and cortical weight-bearing bones of cosmonauts // Lancet. 2000. V. 355. № 9215. P. 1607.
11. Adams G.R., Caiozzo V.J., Baldwin K.M. Skeletal muscle unweighting: spaceflight and ground-based models // J. Appl. Physiol. 2003. V. 95. № 6. P. 2185.
12. Capelli C., Antonutto G., Kenfack M.A. et al. Factors determining the time course of $\text{VO}_2(\text{max})$ decay during bedrest: Implications for $\text{VO}_2(\text{max})$ limitation // Eur. J. Appl. Physiol. 2006. V. 98. № 2. P. 152.
13. Ferretti G., Berg H.E., Minetti A.E. et al. Maximal instantaneous muscular power after prolonged bed rest in humans // J. Appl. Physiol. 2001. V. 90. № 2. P. 431.
14. Rittweger J., Felsenberg D., Maganaris C.N., Ferretti J.L. Vertical jump performance after 90 days bed rest with and without flywheel resistive exercise, including a 180 days follow-up // Eur. J. Appl. Physiol. 2007. V. 100. № 4. P. 427.
15. Blaber A.P., Goswami N., Bondar R.L., Kassam M.S. Impairment of cerebral blood flow regulation in astronauts with orthostatic intolerance after flight // Stroke. 2011. V. 42. № 7. P. 1844.
16. Амирова Л.Е., Осецкий Н.Ю., Шишкин Н.В. и др. Сравнительное исследование тонуса мышц нижних конечностей при применении различных режимов электромиостимуляции в условиях 5-суточной опорной разгрузки // Физиология человека. 2020. Т. 46. № 4. С. 52.
17. Пучкова А.А., Шпаков А.В., Баранов В.М. и др. Общие результаты эксперимента с 21-суточной антиортостатической гипокинезией без применения средств профилактики // Авиакосм. и эколог. мед. 2023. Т. 57. № 4. С. 31.
18. Xu J., Turner A., Comfort P. et al. A systematic review of the different calculation methods for measuring jump height during the countermovement and drop jump tests // Sports Med. 2023. V. 53. № 5. P. 1055.
19. Hara M., Shibayama A., Takeshita D. et al. A comparison of the mechanical effect of arm swing and countermovement on the lower extremities in vertical jumping // Hum. Mov. Sci. 2008. V. 27. № 4. P. 636.
20. Glatthorn J.F., Gouge S., Nussbaumer S. et al. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height // J. Strength Cond. Res. 2011. V. 25. № 2. P. 556.
21. Киренская А.В., Козловская И.Б., Супота М.Г. Влияние иммерсионной гипокинезии на характеристики произвольных движений программного типа // Косм. биол. и авиакосм. мед. 1985. Т. 19. № 6. С. 27.
22. Gollnick P.D., Sjodin B., Karlsson J. et al. Human soleus muscle: A comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles // Pflugers Arch. 1974. V. 348. № 3. P. 247.

23. Киренская А.В., Козловская И.Б., Сирота М.Г. Влияние иммерсионной гипокинезии на характеристики ритмической активности двигательных единиц камбаловидной мышцы // Физиология человека. 1986. Т. 12. № 4. С. 627.
24. Григорьева Л.С., Козловская И.Б. Влияние 7-суточной иммерсионной гипокинезии на характеристики точностных движений // Косм. биол. и авиакосм. мед. 1985. Т. 19. № 4. С. 38.
25. Шенкман Б.С., Козловская И.Б. Физиологические основы низкочастотной электростимуляции мышц, перспективного средства профилактики саркопении и гипогравитационной атрофии // Авиакосм. и эколог. мед. 2019. Т. 53. № 2. С. 21.
26. Шенкман Б.С. От медленных к быстрым. Гипогравитационная перестройка миозинового фенотипа мышечных волокон // Acta Naturae. 2016. Т. 8. № 4. С. 47.
27. Hasson C.J., Caldwell G.E., van Emmerik R.E. Changes in muscle and joint coordination in learning to direct forces // Hum. Mov. Sci. 2008. V. 27. № 4. P. 590.
10. Vico L., Collet P., Guignandon A. et al. Effects of long-term microgravity exposure on cancellous and cortical weight-bearing bones of cosmonauts // Lancet. 2000. V. 355. № 9215. P. 1607.
11. Adams G.R., Caiozzo V.J., Baldwin K.M. Skeletal muscle unweighting: spaceflight and ground-based models // J. Appl. Physiol. 2003. V. 95. № 6. P. 2185.
12. Capelli C., Antonutto G., Kenfack M.A. et al. Factors determining the time course of $\text{VO}_2(\text{max})$ decay during bedrest: Implications for $\text{VO}_2(\text{max})$ limitation // Eur. J. Appl. Physiol. 2006. V. 98. № 2. P. 152.
13. Ferretti G., Berg H.E., Minetti A.E. et al. Maximal instantaneous muscular power after prolonged bed rest in humans // J. Appl. Physiol. 2001. V. 90. № 2. P. 431.
14. Rittweger J., Felsenberg D., Maganaris C.N., Ferretti J.L. Vertical jump performance after 90 days bed rest with and without flywheel resistive exercise, including a 180 days follow-up // Eur. J. Appl. Physiol. 2007. V. 100. № 4. P. 427.
15. Blaber A.P., Goswami N., Bondar R.L., Kassam M.S. Impairment of cerebral blood flow regulation in astronauts with orthostatic intolerance after flight // Stroke. 2011. V. 42. № 7. P. 1844.

REFERENCES

1. Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements. London: Pergamon Press, 1967. 196 p.
2. Vinogradova O.L., Tomilovskaya E.S., Kozlovskaya I.B. [Gravitational factor as a base of the evolutionary adaptation of animal organisms to activities in the earth conditions] // Aviakosm. Ekolog. Med. 2020. V. 54. № 6. P. 5.
3. Kozlovskaya I.B. [Gravity and the tonic postural motor system] // Aviakosm. Ekolog. Med. 2017. V. 51. № 3. P. 5.
4. Saveko A., Bekreneva M., Ponomarev I. et al. Impact of different ground-based microgravity models on human sensorimotor system // Front. Physiol. 2023. V. 14. P. 1085545.
5. Grigor'ev A.I., Kozlovskaya I.B. One-year antiorthostatic hypokinesia (ANOG) – physiological model of interplanetary space flight. Moscow: RAS, 2018. P. 288.
6. Pandiarajan M., Hargens A.R. Ground-based analogs for human spaceflight // Front. Physiol. 2020. V. 11. P. 716.
7. Bogdanov V.A., Gurfindel V.S., Panfilov V.E. [Human movements under lunar gravity] // Kosm. Biol. Med. 1971. V. 5. № 2. P. 3.
8. MacLean M.K., Ferris D.P. Human muscle activity and lower limb biomechanics of overground walking at varying levels of simulated reduced gravity and gait speeds // PLoS One. 2021. V. 16. № 7. P. 253467.
9. Cowburn J., Serrancolí G., Pavei G. et al. A novel computational framework for the estimation of internal musculoskeletal loading and muscle adaptation in hypogravity // Front. Physiol. 2024. V. 15. P. 1329765.
16. Amirova L.E., Osetskiy N.Y., Shishkin N.V. et al. Comparative study of the lower limb muscle tone under the conditions of five-day support unloading coupled with different regimens of electromyostimulation // Human Physiology. 2020. V. 46. № 4. P. 391.
17. Puchkova A.A., Shpakov A.V., Baranov V.M. et al. [General results of the 21-day head-down bedrest study without the use of countermeasures] // Aviakosm. Ekolog. Med. 2023. V. 57. № 4. P. 31.
18. Xu J., Turner A., Comfort P. et al. A systematic review of the different calculation methods for measuring jump height during the countermovement and drop jump tests // Sports Med. 2023. V. 53. № 5. P. 1055.
19. Hara M., Shibayama A., Takeshita D. et al. A comparison of the mechanical effect of arm swing and countermovement on the lower extremities in vertical jumping // Hum. Mov. Sci. 2008. V. 27. № 4. P. 636.
20. Glatthorn J.F., Gouge S., Nussbaumer S. et al. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height // J. Strength Cond. Res. 2011. V. 25. № 2. P. 556.
21. Kirenskaya A.V., Kozlovskaya I.B., Sirota M.G. [Effect of immersion hypokinesia on the characteristics of programmed-type voluntary movements] // Kosm. Biol. Aviakosm. Med. 1985. V. 19. № 6. P. 27.
22. Gollnick P.D., Sjodin B., Karlsson J. et al. Human soleus muscle: A comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles // Pflugers Arch. 1974. V. 348. № 3. P. 247.
23. Kirenskaya A.V., Kozlovskaya I.B., Sirota M.G. Effect of immersion hypokinesia on the characteristics of the rhythmic activity of the motor units of the soleus

- muscle // *Fiziologija Cheloveka*. 1986. V. 12. № 4. P. 627.
24. Grigor'eva L.S., Kozlovskaja I.B. [Effect of 7-day immersion hypokinesia on the characteristics of precise movements] // *Kosm. Biol. Aviakosm. Med.* 1985. V. 19. № 4. P. 38.
 25. Shenkman B.S., Kozlovskaya I.B. [Physiological basis of the low-frequency electromyostimulation, the promising countermeasure against sarcopenia and hypogravity-induced muscle atrophy] // *Aviakosm. Ekolog. Med.* 2019. V. 53. № 2. P. 21.
 26. Shenkman B.S. From slow to fast: hypogravity-induced remodeling of muscle fiber myosin phenotype // *Acta Naturae*. 2016. V. 8. № 4. P. 47.
 27. Hasson C.J., Caldwell G.E., van Emmerik R.E. Changes in muscle and joint coordination in learning to direct forces // *Hum. Mov. Sci.* 2008. V. 27. № 4. P. 590.

Jump Tests after Support Unloading of Various Durations: Maximum Height and Accuracy of Implementation

G. K. Primachenko^{a, *}, A. V. Shpakov^{a, b}, A. V. Voronov^b, N. N. Sokolov^b

^a*Institute of Biomedical Problems, RAS, Moscow, Russia*

^b*Federal Science Center of Physical Culture and Sport, Moscow, Russia*

^{*}*E-mail: g.k.primachenko@mail.ru*

The paper presents results of a study of changes in speed-strength factors of the musculoskeletal system of the human lower extremities and factors of accuracy in performing multi-joint movements after exposure to such models of the physiological effects of microgravity as 21-day head-down bed rest (HDBR) and 7-day dry immersion (DI) with electromyostimulation (EMS) as a preventive measure against muscle atony. Maximum jump height, as well as the accuracy and variability of the jump height to a predetermined height were studied. The results of the study showed that exposure to the microgravity models has a similar effect on the absolute speed-strength parameters of lower extremities muscles and leads to their decrease. At the same time, HDBR and DI have different effects on the accuracy of performing multi-joint movements to a predetermined height. Thus, after HDBR, the accuracy increased, and after DI it decreased or remained at the background level. The mentioned decrease in the accuracy after DI may be a consequence of the use of EMS during DI.

Keywords: maximum jump height, variability, dry immersion, head-down bed rest, body weight support, microgravity.