ФИЗИОЛОГИЯ ЧЕЛОВЕКА, 2024, том 50, № 1, с. 72–81

УДК 612.766.1

ВЛИЯНИЕ 21-СУТОЧНОЙ АНТИОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ГИПОКИНЕЗИИ НА ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

© 2024 г. А. В. Шпаков[1, 2, *], Г. К. Примаченко[1], А. В. Воронов[2], Н. Н. Соколов[2], А. А. Воронова[2], А. А. Пучкова[1]

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

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

**E-mail: avshpakov@gmail.com*

Поступила в редакцию 10.07.2023 г.
После доработки 07.08.2023 г.
Принята к публикации 11.08.2023 г.

Воздействие антиортостатической гипокинезии (АНОГ) с углом наклона относительно горизонта –6º в течение 21-х сут использовали как наземную модель физиологических эффектов невесомости. В качестве испытателей в экспериментальном исследовании приняли участие 10 практически здоровых мужчин-добровольцев (30.7 ± 5.4 лет, 78.0 ± 8.5 кг, 179.7 ± 5.3 см). Состояние опорно-двигательного аппарата оценивали по результатам скоростно-силового тестирования на изокинетическом динамометре до гипокинезии и на 3 сут после ее завершения. Пребывание человека в условиях 21-суточной АНОГ с углом наклона тела –6º по отношению к горизонту, как модели физиологических эффектов невесомости, приводит к изменениям функционального состояния мышечного аппарата нижней конечности, что проявляется при выполнении скоростно-силового тестирования после АНОГ снижением максимальной произвольной силы (МПС) мышц-разгибателей коленного сустава от 9 до 15% по сравнению с исходным уровнем. Снижение показателей МПС не зависело от изменения градиента силы, отражающего способность проявлять большую силу в возможно более короткое время. Это указывало на то, что снижение уровня МПС после АНОГ происходило преимущественно за счет изменения в активности медленных двигательных единиц. При этом можно предполагать, что значительного изменения в деятельности быстрых двигательных единиц пребывание в условиях АНОГ не вызывало. Подтверждением этому служат результаты анализа электромиографической активности мышц-разгибателей коленного сустава при выполнении тестирования на изокинетическом динамометре. Также после АНОГ существенно снижались возможности использования мышечного потенциала – физиологическая стоимость работы увеличивалась при снижении силовых показателей.

Ключевые слова: антиортостатическая гипокинезия, максимальная произвольная сила, изокинетическое тестирование, электромиография.
DOI: 10.31857/S0131164624010061

Пребывание в невесомости, реальной и моделируемой, закономерно сопровождается глубоким снижением сократительных свойств и выносливости мышечного аппарата, а также изменениями структуры скелетных мышц [1–5]. В течение длительного времени этот феномен связывали со снижением в невесомости физических нагрузок и, соответственно, развитием атрофических процессов. Однако высокая скорость их развития, обнаруженная при коротких экспозициях в невесомости, указывала на их рефлекторную природу [6, 7].

Так, при обследовании членов космических экспедиций на кораблях "Союз", длительность которых составляла несколько часов и дней, российские исследователи [8, 9] выявили существенные изменения сократительных свойств скелетных мышц, преимущественно выраженные в мышцах, участвующих в поддержании позы. В исследованиях скоростно-силовых свойств мышц, выполнявшихся на борту станции "Мир", максимальная сила мышц бедра и голени у космонавтов снижалась в первые недели пребывания в невесомости на 40% и более, причем у одного из них существенные потери силы были зарегистрированы уже на 2 сут полета [10]. Аналогичная скорость изменений функциональных свойств скелетных мышц была отмечена также в экспериментах с моделированием эффектов невесомости на Земле [3, 10, 11].

По данным Л.С. Григорьевой и др. [12] 7-суточное пребывание в “сухой” иммерсии, как и в космическом полете (КП), сопровождалось снижением силовых показателей трехглавой мышцы голени в среднем на 27–34%, коррелируя при этом со снижением жесткостных характеристик скелетных мышц. В том же эксперименте Г.И. Гевлич и др. [13] показали, что при погружении в иммерсионную безопорную среду тонус мышц-экстензоров стремительно падал: поперечная жесткость трехглавой мышцы голени через 48 ч после начала иммерсионного воздействия снижалась на 30–40%. На основании вышеуказанных данных И.Б. Козловская с сотрудниками предположили, что снижение сократительных свойств скелетных мышц при переходе к невесомости обусловливается рефлекторным снижением мышечного тонуса, вызванным, в свою очередь, устранением опоры [14]. В дальнейшем это предположение было подтверждено в ряде исследований, показавших, что глубина снижения скоростно-силовых свойств в условиях микрогравитации существенно разнится, будучи более выраженной в мышцах тонических (“антигравитационных”).

Все сказанное выше указывает на важность получения прямых данных об изменении скоростно-силовых свойств мышц нижней конечности и физической работоспособности в условиях опорной разгрузки. Цель исследования состояла в оценке функционального состояния мышечного аппарата нижней конечности человека после воздействия длительной антиортостатической гипокинезии (АНОГ) по результатам скоростно-силового тестирования.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 10 практически здоровых мужчин-добровольцев (30.7 ± ± 5.4 лет, 78.0 ± 8.5 кг, 179.7 ± 5.3 см), успешно прошедших врачебно-экспертную комиссию ГНЦ РФ — ИМБП РАН (г. Москва) и ознакомленных с программой. Экспериментальные исследования были проведены в два этапа (2021 и 2022 гг.) на стендовой базе “Гипогравитация” ГНЦ РФ — ИМБП РАН, входящей в состав уникальной научной установки “Медико-технический комплекс для отработки инновационных технологий космической биомедицины в интересах обеспечения орбитальных и межпланетных полетов, а также развития практического здравоохранения”.

Испытуемые в течение 21-х сут находились в условиях постельного режима АНОГ с углом наклона кровати –6° относительно горизонта [15]. В течение двух недель до начала АНОГ и одной недели после ее окончания, а также в ходе АНОГ выполняли ряд исследований и мероприятий медицинского контроля.

Оценку скоростно-силовых возможностей мышечного аппарата нижних конечностей до и после пребывания испытателей в АНОГ производили в серии тестовых упражнений, выполняемых при односуставном движении.

Для оценки скоростно-силовых возможностей мышц передней поверхности бедра (односуставное движение, разгибатели коленного сустава) использовали тестирование на измерительном комплексе “*BIODEX System* 4 *Pro*” (*Biodex Medical Systems Inc.*, США). Тестирование выполняли в изокинетическом режиме на следующих угловых скоростях: 300, 240, 180, 150, 120, 90, 60 и 30 град/с. При этом предполагали, что тестирование на угловых скоростях 300–150 град/с характеризует проявление преимущественно скоростных возможностей, а тестирование на угловых скоростях 120–30 град/с — силовых возможностей. В ходе тестирования испытуемые по сигналу выполняли разгибание и сгибание в коленном суставе согласно инструкции: выполнить разгибание “максимально быстро и сильно”. Отдых между циклом “разгибание-сгибание” составлял 5–7 с для каждой угловой скорости, отдых между угловыми скоростями составлял 1 мин. На каждой угловой скорости испытатели выполняли не более трех разгибаний в коленном суставе. Общий вид тестирования представлен на рис. 1.

Для оценки миоэлектрической работы регистрировали электромиографическую (ЭМГ) активность мышц передней поверхности бедра с использованием 8-канального электромиографа “СпортЛаб” (НМФ “Биософт”, Россия). Частота регистрации электромиограммы составляла 1000 Гц с фильтрацией в диапазоне 15–500 Гц. Регистрировали ЭМГ-активность следующих мышц: *m. vastus lateralis*, *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*. Для регистрации ЭМГ-активности использовали поверхностные одноразовые электроды (“*Skintact F*-301”, “*Skintact FS-RG*”), располагая их посредине мышцы вдоль мышечного брюшка. Расстояние между центрами электродов составляла 31–32 мм, площадь регистрируемой поверхности — 63 мм^2. Перед наложением электродов для снижения электрического сопротивления поверхность кожи тщательно очищали от волосяного покрова одноразовой бритвой, затем обрабатывали медицинским спиртом. При регистрации ЭМГ руководствовались рекомендациями “*European concerted action SENIAM* (*surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*)” [16].

Миоэлектрическую работу (физиологическую стоимость) мышц нижней конечности рассчитывали по формуле (1):

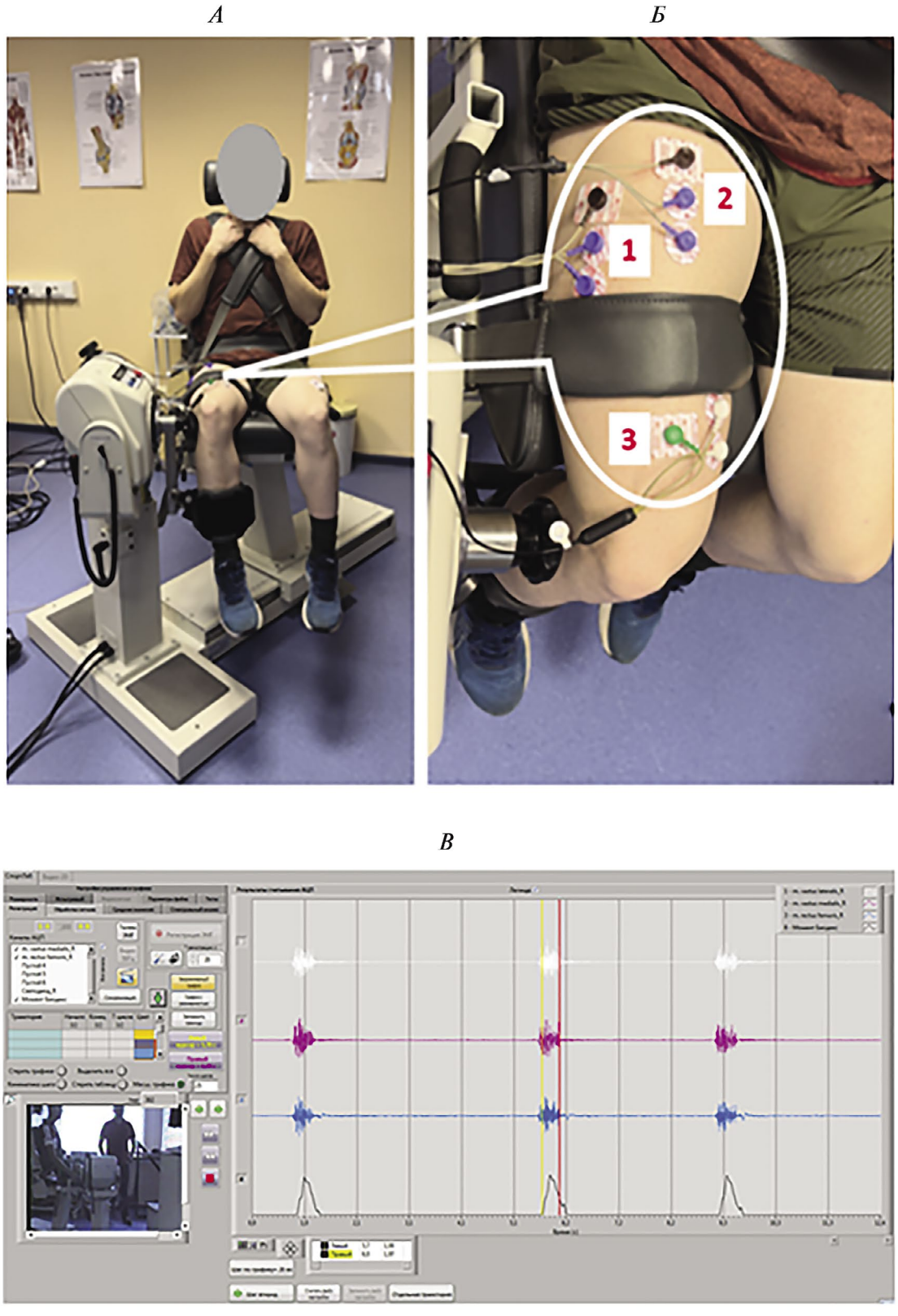

Рис. 1. Тестирование на изокинетическом динамометре “*BIODEX System 4 Pro*”.
А — положение испытуемого в кресле динамометра; *Б* — расположение электродов для регистрации ЭМГ мышц передней поверхности бедра. 1 – *m. vastus lateralis*, 2 – *m. rectus femoris*, 3 – *m. vastus medialis*; *В* — результаты тестирования, пример распечатки с монитора ПАК “СпортЛаб”.

$$A_{\text{ЭМГ}} = \frac{\sum_{k=1}^{N}\left(\sum_{i=0}^{T} ЭМГ_i^J \times \Delta t\right)}{N}, \quad (1)$$

где $A_{\text{ЭМГ}}$ — средняя миоэлектрическая работа J-ой мышцы, мВ×с; $ЭМГ_I^J$ – амплитуда ЭМГ сигнала J-ой мышцы, в относительно-временной точке i цикла движения, мкВ; Δt — временной интервал, с; N — число движений при регистрации момента в голеностопном суставе.

Для анализа данных использовали программный пакет "*Statistica-12*" (*StatSoft*, США). Данные анализировали с использованием U-критерия Уилкоксона для зависимых выборок. Уровни значимости соответствовали $p \leqslant 0.05$. Результаты, полученные при исследовании до гипокинезии, были приняты за исходный уровень (BDC). Рисунки и графики составляли с использованием программ "*Microsoft Excel*" и "*Microsoft Power Point*".

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Скоростно-силовые показатели мышц-разгибателей коленного сустава. Функциональное состояние мышечного аппарата нижней конечности человека до и после воздействия длительной АНОГ оценивали по ряду показателей. При регистрации собственно скоростно-силовых возможностей анализировали максимальную произвольную силу (пик вращательного момента, Н*м), достижение пика вращательного момента (время, с) и градиент силы (отношение максимальной силы ко времени ее достижения, у.е.). Результаты скоростно-силового тестирования до и после 21-суточной АНОГ представлены на рис. 2.

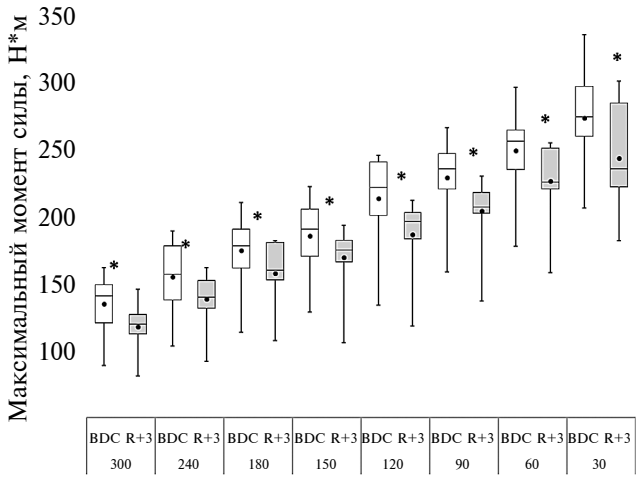

Рис. 2. Показатели максимальной произвольной силы мышц-разгибателей коленного сустава до (BDC) и после (R + 3) 21-суточной антиортостатической гипокинезии (АНОГ).
300 ... 30 – угловая скорость разгибания коленного сустава, град/с. * – $p < 0.05$ – различия достоверны при сравнении данных до и после АНОГ.

Анализ результатов выявил снижение максимального момента силы от 9 до 15% после гипокинезии по сравнению с исходным уровнем. Наибольшие "потери" показателей максимальной произвольной силы мышц передней поверхности бедра после АНОГ были обнаружены на угловой скорости 30 град/с (15% по сравнению с исходным уровнем, $p < 0.05$), при которой разгибание в коленном суставе обеспечивается в основном силовой составляющей и активацией как быстрых, так и медленных двигательных единиц. На угловых скоростях, отражающих "работу" быстрых двигательных единиц мышц-разгибателей коленного сустава (300, 240, 180, 150 град/с), снижение максимальной произвольной силы достигало 10%. Если сравнить всю совокупность изменений скоростно-силовых показателей, проанализированных нами на всем диапазоне угловых скоростей тестового протокола, то наибольшие "потери" после 21-суточной АНОГ были выявлены на низких угловых скоростях — от 120 до 30 град/с, где главенствующая роль принадлежит силовой составляющей для обеспечения разгибания в коленном суставе.

Важным критерием специфичности и направленности скоростно-силовых упражнений является скорость, с которой проявляется сила во время движений или "взрывная мышечная сила" – способность проявлять максимальную силу в наименьший промежуток времени [17, 18]. В отечественной литературе этот показатель обозначается как скоростно-силовой индекс или градиент силы [18].

$$G = \frac{F_{\max}}{t_{\max}}, \quad (2)$$

где G — скоростно-силовой индекс, Н/с; $F_{\max}$ — максимальное значение силы, Н; $t_{\max}$ — время достижения максимальной силы, с.

Слово "скорость" употребляется для обозначения не только быстроты изменения положения тела или его частей в пространстве, но и для характеристики так называемых "взрывных усилий", к которым можно отнести и наше тестирование на изокинетическом динамометре. Скорость нарастания силы — градиент силы, особенно важен при изучении движений, где необходимо проявлять большую силу в возможно более короткое время. В самом упрощенном виде градиент силы определяется по наклону кривой "сила-время" [19, 20]. Таким образом, если после 21-суточной АНОГ происходило снижение максимальной произвольной силы, отраженное в снижении максимального момента силы, то ло-

гично предположить, что при изменении времени достижения максимального момента силы произойдут изменения зависимости “сила-время” после 21-суточной АНОГ.

Для проверки гипотезы, что снижение скоростно-силовых показателей после АНОГ происходило преимущественно за счет силового компонента и за счет включения медленных двигательных единиц, проанализировали значения времени достижения максимального момента силы (рис. 3). Как видно из представленных данных, какой-либо существенной разницы времени достижения максимального момента силы до и после экспериментального воздействия не наблюдается.

На рис. 4 представлены величины градиента силы для всего диапазона угловых скоростей. Как видно, после 21-суточной АНОГ происходит незначительное снижение градиента силы. Однако существенного изменения времени достижения максимального момента силы после 21-суточной АНОГ выявлено не было ни при анализе индивидуальных значений, ни при анализе среднегрупповых показателей (рис. 3).

Из этого следует, что поскольку значительного изменения после 21-суточной АНОГ не было выявлено времени достижения максимального момента силы, причиной снижения градиента силы может быть только снижение самого момента силы. Поскольку после АНОГ происходило снижение абсолютных показателей МПС при практически неизменном времени достижения максимального момента можно сделать вывод, что “силовые потери” после АНОГ зависят преимущественно от снижения сократительных способностей медленных двигательных единиц мышц-разгибателей коленного сустава. Также можно говорить о том, что в условиях данного эксперимента при исследовании скоростно-силовых свойств мышечного аппарата нижних конечностей показатель максимального момента силы не зависит от скорости (времени) его достижения.

Полученные нами результаты согласуются с результатами исследований скоростно-силовых показателей мышц бедра и голени, выполненных после длительных КП на борту орбитальной станции “Мир”, кратковременных КП на борту Международной космической станции (МКС) [21] и во время длительного полета на МКС [22]. Согласно исследованию, влияние кратковременного (до 10 дней) КП на показатели максимальной произвольной силы при концентрическом режиме сокращения для мышц-разгибателей коленного сустава существенно различались. Наибольшие различия были отмечены при выполнении произвольных концентрических движений в низкоскоростном, силовом режиме с угловой скоростью 30 и 60 град/с (16 и 13% соответственно) и наименьшие — в высокоскоростных режимах 120 и 180 град/с (9 и 11% соответственно). В другом исследовании, с изучением влияния моделируемой невесомости методом 3-суточной и 7-суточной сухой “иммерсии” [11] было показано, что пребывание в условиях 3-суточной безопорности не сопровождается значительным изменением скоростно-силовых свойств мышц-разгибателей коленного сустава. В то же время после 7-суточ-

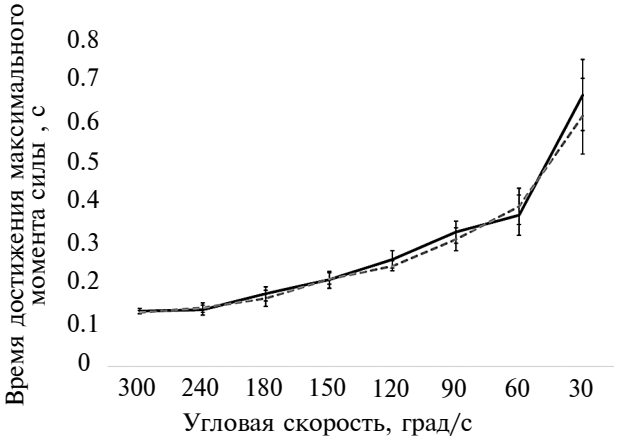

Рис. 3. Показатели времени достижения максимального момента силы мышц-разгибателей коленного сустава при выполнении скоростно-силового тестирования до и после 21-суточной антиортостатической гипокинезии (АНОГ).
Сплошной линией обозначены результаты, полученные до АНОГ, пунктирной — на 3-и сутки после АНОГ.

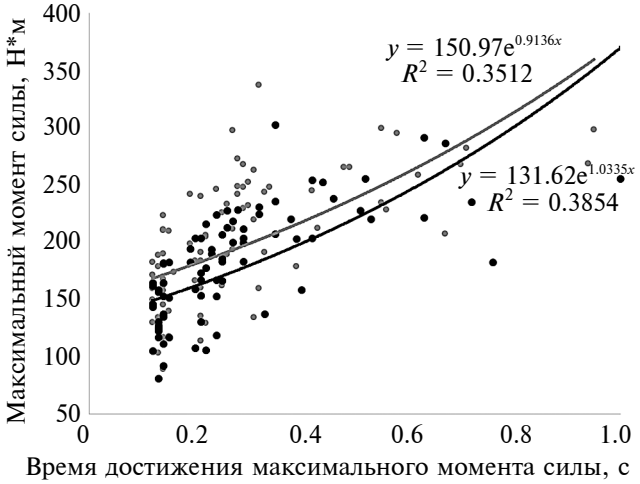

Рис. 4. Показатели градиента силы мышц-разгибателей коленного сустава до и п после 21-суточной антиортостатической гипокинезии (АНОГ).
Точки и линия серого цвета обозначают показатели, полученные до АНОГ, черные — после АНОГ.

ной сухой “иммерсии” происходило снижение скоростно-силовых характеристик до 15% на скорости 300 град/с и до 12% на скорости 30 град/с по сравнению с исходным уровнем.

Электромиографическая активность мышц-разгибателей коленного сустава. Сигнал поверхностной (накожной) ЭМГ является информативно сложным, представляя собой сумму регистрируемых с кожи в проекции мышцы электрических сигналов, генерируемых несколькими двигательными единицами. Зарегистрированные на поверхности кожи потенциалы действия могут иметь разную амплитуду, длительность, а также частоту [23]. При анализе ЭМГ-активности мышц-разгибателей коленного сустава учитывали, что на профиль ЭМГ влияют положение электродов на проекции мышцы, межэлектродное расстояние, анатомические и морфологические особенности строения мышцы: диаметр и сила мышечных волокон, расположение различного типа волокон в мышце, физиологический поперечник мышц, максимальная сила мышцы, толщина кожно-жирового слоя между мышцей и электродом [24, 25]. В связи с перечисленными выше факторами, оценивали миоэлектрическую работу каждой мышцы и нормировали на время разгибания ноги в коленном суставе, и таким способом получали среднюю амплитуду ЭМГ (СрЭМГ) мышцы [26]. Показатели СрЭМГ мышц-разгибателей коленного сустава при тестировании на различных угловых скоростях приведены в табл. 1.

Представленные в табл. 1 результаты демонстрируют увеличение амплитуды СрЭМГ после 21-суточной АНОГ для всех исследуемых мышц и на всех угловых скоростях, за исключением *m. rectus femoris* на 300 и 240 град/с. Если при стандартном усилии увеличивается амплитуда ЭМГ-сигнала (в нашем исследовании — СрЭМГ), следовательно — в работу вовлекается большее количество двигательных единиц отдельно взятой мышцы. Поскольку поверхностная ЭМГ является результатом суммарной активности двигательных единиц, увеличение СрЭМГ будет обусловливать работу большего количества двигательных единиц [27]. Таким образом, увеличение СрЭМГ после 21-суточной АНОГ свидетельствует о снижении сократительных способностей мышц-разгибателей коленного сустава. Чтобы выполнить разгибание на заданных угловых скоростях испытатели должны приложить бóльшие усилия после АНОГ, чем до эксперимента. При этом снижается максимальная сила мышц-разгибателей коленного сустава на всех угловых скоростях (рис. 2). Следовательно, эффективность работы мышц снижается. В нашем исследовании мышцы-разгибатели коленного сустава увеличивают физиологическую стоимость, но проявляют меньшие силовые способности. На это указывают показатели отношения амплитуды СрЭМГ и максимального силового момента (табл. 2).

Данный показатель отражает эффективность мышечного сокращения при выполнении движения с максимальной силой. Соответственно, низкие его величины отражают, во-первых, способность испытуемого проявить свои максимальные возможности при выполнении тестового упражнения, во-вторых, применительно к тестированию в условиях эксперимента, сравнительно оценить величину вклады отдельной мышцы в выполнение двигательного действия (разгибание в коленном суставе на динамометре).

Исходный уровень “СрЭМГ/момент” для *m. vastus lateralis* на высоких угловых скоростях находился в диапазоне 1.3–1.6 мкВ/Нм, на низких — в диапазоне 1.1–0.9 мкВ/Нм. Для *m. vastus medialis* и *m. rectus femoris* до АНОГ данный показатель был несколько выше: 1.8–2.4 и 1.2–1.6 мкВ/Нм на высоких и низких скоростях соответственно. Высокие показатели “СрЭМГ/момент” позволяют заключить, что испытатели не в полной мере “вкладываются” в разгибание коленного сустава или же их уровень развития скоростных качеств и свойства нервно-мышечного аппарата нижней конечности не позволяют задействовать максимальное количество двигательных единиц. На высоких угловых скоростях сила мышцы обеспечивается работой высокопороговых двигательных единиц (*FO — Fast Oxydative* и *FG — Fast Glicolitic*), синхронизация сокращения которых, отражается на величине амплитуды СрЭМГ. При низких угловых скоростях активны все типы ДЕ по схеме *SO* + *FO* + *F*G [28]. Таким образом, при снижении угловой скорости испытатели с большей степенью используют свой мышечный потенциал для достижения необходимого момента силы. После 21-суточной АНОГ наблюдали увеличение “СрЭМГ/момент” для всех мышц и на всем диапазоне угловых скоростей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Пребывание человека в условиях 21-суточной АНОГ с углом наклона тела –6° по отношению к горизонту, как модели физиологических эффектов невесомости, приводит к изменениям функционального состояния мышечного аппарата нижней конечности, что проявляется при выполнении скоростно-силового тестирования после АНОГ снижением максимальной произвольной силы мышц-разгибателей коленного сустава до 15% по сравнению с исходным уровнем. Вместе с тем, следует отметить, что снижение показателей максимальной произвольной силы не зависело от изменения градиента силы, отражающего способность проявлять большую силу в возможно более короткое время. Это указывало на то, что сниже-

Таблица 1. Показатели СрЭМГ (мкВ) при выполнении скоростно-силового тестирования до и после 21-суточной антиортостатической гипокинезии (АНОГ)

Угловая скорость, град/с	*m. vastus lateralis*		*m. vastus medialis*		*m. rectus femoris*	
	BDC	R + 3	BDC	R + 3	BDC	R + 3
300	206.9 ± 23.7	229.6 ± 35.5 (11%)	305.2 ± 63.3	**345.3 ± 67.8*** **(13%)**	242.8 ± 56.9	229.7 ± 63.5 (–5%)
240	220.4 ± 21.3	232.6 ± 39.8 (6%)	331.3 ± 60.6	359.6 ± 74.0 (9%)	227.7 ± 62.8	220.4±74.4 (–3%)
180	194.4 ± 23.4	281.9 ± 31.0 (45%)	257.1 ± 55.3	381.3 ± 66.5 (48%)	215.6 ± 57.0	242.3 ± 77.3 (12%)
150	232.7 ± 24.9	246.0 ± 30.4 (6%)	279.3 ± 56.	**367.9 ± 67.9*** **(32%)**	229.6 ± 70.3	239.8 ± 76.6 (4%)
120	214.6 ± 26.7	278.0 ± 33.8 (30%)	279.4 ± 63.0	**341.9 ± 72.7*** **(22%)**	229.7 ± 55.6	269.8 ± 75.6 (17%)
90	227.7 ± 29.4	338.6 ± 34.7 (49%)	292.8 ± 56.4	431.0 ± 61.6 (47%)	241.7 ± 56.9	305.9 ± 76.9 (27%)
60	234.8 ± 27.9	**291.8 ± 31.3*** **(24%)**	328.5 ± 60.9	**359.9 ± 71.1*** **(10%)**	244.6 ± 56.5	309.1 ± 70.9 (26%)
30	246.8 ± 33.4	**328.3 ± 38.0*** **(33%)**	343.0 ± 74.7	**369.7 ± 87.0*** **(8%)**	239.3 ± 74.6	385.4 ± 69.4 (61%)

Примечание: BDC — результаты, полученные до АНОГ, R + 3 – на третьи сутки после завершения экспериментального воздействия. * – $p < 0.05$ – различия достоверны при сравнении данных до и после АНОГ (выделены жирным шрифтом). В скобках указана величина изменения СрЭМГ на R + 3 по сравнению с BDC. Представлены средние значения ± стандартное отклонение.

Таблица 2. Показатели отношения “СрЭМГ/момент силы” мышц-разгибателей коленного сустава до и после 21-суточной антиортостатической гипокинезии (АНОГ)

Угловая скорость, град/с	*m. vastus lateralis*			*m. vastus medialis*			*m. rectus femoris*		
	BDC	R+3	Изменения	BDC	R+3	Изменения	BDC	R+3	Изменения
300	1.61±0.27	2.00±0.36	↑	2.36±0.56	2.98±0.60	↑	2.22±0.42	2.53±0.51	↑
240	1.46±0.19	1.73±0.34	↑	2.18±0.43	2.64±0.56	↑	2.04±0.39	2.21±0.47	↑
180	1.32±0.17	1.52±0.26	↑	1.93±0.33	2.40±0.47	↑	1.78±0.29	2.08±0.40	↑
150	1.27±0.16	1.50±0.26	↑	1.80±0.32	2.43±0.42	↑	1.78±0.25	1.96±0.39	↑
120	1.12±0.17	1.37±0.23	↑	1.60±0.33	2.14±0.39	↑	1.48±0.27	1.87±0.35	↑
90	1.03±0.15	1.30±0.23	↑	1.48±0.26	1.92±0.34	↑	1.40±0.23	1.73±0.33	↑
60	0.94±0.14	1.14±0.17	↑	1.38±0.26	1.75±0.31	↑	1.33±0.20	1.62±0.29	↑
30	0.88±0.12	1.16±0.16	↑	1.23±0.25	1.90±0.28	↑	1.20±0.23	1.82±0.29	↑

Примечание: BDC — результаты, полученные до АНОГ, R + 3 – на третьи сутки после завершения экспериментального воздействия. Направление стрелки в столбце “Изменения” указывают на снижение или увеличение показатели “СрЭМГ/момент силы”. Представлены средние значения ± стандартное отклонение.

ние уровня максимальной произвольной силы после АНОГ происходило преимущественно за счет изменения в активности медленных двигательных единиц. При этом можно предполагать, что пребывание в условиях АНОГ не вызывало значительного изменения в деятельности быстрых двигательных единиц. Подтверждением этому служат результаты анализа ЭМГ-активности мышц-разгибателей коленного сустава при выполнении тестирования на изокинетическом динамометре. Также после АНОГ существенно снижались возможности использования мышечного потенциала — физиологическая стоимость работы увеличивалась при снижении силовых показателей.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены комиссией по биомедицинской этике Института медико-биологических проблем РАН (Москва), протоколы № 599 от 06.10.2021 г. и № 621 от 08.08.2022 г.

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 поддержана РНФ (грант № 19-15-00435П), https:rscf.ru/project/19-15-00435.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Cromwell R.L., Scott J.M., Downs M. et al.* Overview of the NASA 70-day bed rest study // Med. Sci. Sports Exerc. 2018. V. 50. № 9. P. 1909.
2. *Коряк Ю.А.* Влияние продолжительного космического полета на изокинетический концентрический и эксцентрический суставной момент разных мышц и концентрическую работоспособность мышц-разгибателей бедра // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. 2015. № 10. С. 674.
3. *Кукоба Т.Б., Бабич Д.Р., Фомина Е.В., Орлов О.И.* Изменения скоростно-силовых качеств мышц при моделировании эффектов космического полета в условиях 21-суточной “сухой” иммерсии // Авиакосм. и эколог. мед. 2020. Т. 54. № 4. С. 23.
4. *Шенкман Б.С. Немировская Т.Л., Белозерова И.Н. и др.* Скелетно-мышечные волокна человека после длительного космического полета // Докл. Акад. наук. 1999. Т. 367. № 2. С. 279.
5. *Tesch P.A., Berg H.E., Bring D. et al.* Effects of 17-day spaceflight on knee extensor muscle function and size // Eur. J. Appl. Physiol. 2005. V. 93. № 4. P. 463.
6. *Шенкман Б.С., Григорьев А.И., Козловская И.Б.* Гравитационные механизмы в тонической двигательной системе. Нейрофизиологические и мышечные аспекты // Физиология человека. 2017. Т. 43. № 5. С. 104.
7. *Козловская И.Б.* Гравитация и позно-тоническая двигательная система // Авиакосм. и эколог. мед. 2017. Т. 51. № 3. С. 5.
8. *Черепахин М.А., Первушин В.И.* Влияние космического полета на нервно-мышечный аппарат космонавтов // Косм. биол. и мед. 1970. Т. 6. № 4. С. 46.
9. *Какурин Л.И., Черепахин М.А., Первушин В.Н.* Влияние факторов космического полета на мышечный тонус у человека // Косм. биол. и мед. 1971. Т. 5. № 2. С. 63.
10. *Bachl N., Baron R., Tschan H. et al.* Principles of muscular efficiency under conditions of weightlessness // Wiener Medicinische Wochenschift. 1993. V. 143. № 23–24. P. 588.
11. *Netreba A.I., Khusnutdinova D.R., Vinogradova O.L., Kozlovskaya I.B.* Effect of dry immersion of various durations in combination with artificial stimulation of foot support zones upon force-velocity characteristics of knee extensors // J. Grav. Phys. 2006. V. 13. № 1. P. 71.
12. *Григорьева Л.С., Козловская И.Б.* Влияние семисуточной опорной разгрузки на скоростно-силовые свойства скелетных мышц // Косм. биол. и мед. 1983. № 4. С. 21.
13. *Гевлич Г.Н., Григорьева Л.С., Бойко М.И., Козловская И.Б.* Оценка тонуса скелетных мышц методом регистрации поперечной жесткости // Косм. биол. и мед. 1983. № 5. С. 86.
14. *Томиловская Е.С., Козловская И.Б.* Роль опорной и весовой разгрузки в развитии гипогравитационного двигательного синдрома // Журнал эволюционной биохимии и физиологии. 2020. Т. 56. № 7. С. 697.
15. *Григорьев А.И., Козловская И.Б., Маркин А.А. и др.* Годичная антиортостатическая гипокинезия (АНОГ) – физиологическая модель межпланетного космического полета: монография / Под ред. Григорьева А.И., Козловской И.Б. М.: Российская академия наук, 2018. С. 9.
16. *Hermens H.J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures // J. Electromyogr. Kinesiol. 2000. V. 10. № 5. P. 361.
17. *McBride J.M., Triplett-McBride T., Davie A., Newton R.U.* A comparison of strength and power characteristics between power lifters, Olympic lifters, and sprinters // J. Strength Cond. 1999. V. 13. № 1. P. 58.
18. *Зациорский В.М.* Физические качества спортсмена: основы теории и методики воспитания. М.: Спорт, 2020. 200 с.
19. *Haff G.G., Nimphius S.* Training principles for power // J. Strength Cond. 2012. V. 34. № 6. P. 2.

20. *Haff G.G., Ruben R.P., Lider J.* A comparison of methods for determining the rate of force development during isometric midthigh clean pulls // J. Strength Cond. 2015. V. 29. № 2. P. 386.
21. *Koryak Yu.A.* Isokinetic Force and Work Capacity After Long-Duration Space Station Mir and Short-Term International Space Station Missions // Aerosp. Med. Hum. Perform. 2020. V. 91. № 5. P. 422.
22. *Rittweger J., Albracht K., Flück M. et al.* Sarcolab pilot study into skeletal muscle's adaptation to long-term spaceflight // NPJ Microgravity. 2018. V. 4. P. 23.
23. *Котов-Смоленский А.М., Хижникова А.Е., Ключков А.С. и др.* Поверхностная ЭМГ: применимость в биомеханическом анализе движений и возможности для практической реабилитации // Физиология человека. 2021. Т. 47. № 2. С. 122.
24. *Esposito F., Limonts E., Gobbo M.* Electrical and mechanical response of finger flexor muscles during voluntary isometric contractions in elite rock-climbers // Eur. J. Appl. Physiol. 2009. V. 105. № 1. P. 81.
25. *Solomonow M., Baten C., Smit J.* Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies // J. Appl. Physiol. 1990. V. 68. № 3. P. 1177.
26. *Шпаков А.В., Воронов А.В., Артамонов А.А. и др.* Биомеханические характеристики ходьбы и бега при разгрузке опорно-двигательного аппарата человека методом вертикального вывешивания // Физиология человека. 2021. Т. 47. № 4. С. 68.
27. *Wakeling J.M., Uehli K., Rozitis A.I.* Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction // J. R. Soc. Interface. 2006. V. 3. № 9. P. 533.
28. *Linnamo V., Moritani T., Nicol C., Komi P.V.* Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels // J. Electromyogr. Kinesiol. 2003. V. 13. № 1. P. 93.

REFERENCES

1. *Cromwell R.L., Scott J.M., Downs M. et al.* Overview of the NASA 70-day bed rest study // Med. Sci. Sports Exerc. 2018. V. 50. № 9. P. 1909.
2. *Koryak Yu.A.* [Influence of long-term space flight on the isokinetic concentric and eccentric peak torque of different muscles and concentric performance capability of muscle knee extension] // Int. J. Appl. Basic Res. 2015. № 10. P. 674.
3. *Kukoba T.B., Babich D.R., Fomina E.V., Orlov O.I.* [Changes in the muscle strength-velocity qualities under the modeled spaceflight effects in the conditions of 21-day dry immersion] // Aviakosm. Ekolog. Med. 2020. V. 54. № 4. P. 23.
4. *Shenkman B.S., Nemirovskaya T.L., Belozerova I.N. et al.* [Human skeletal muscle fibers after a long space flight] // Report Acad. Sciences. 1999. V. 367. № 2. P. 279.
5. *Tesch P.A., Berg H.E., Bring D. et al.* Effects of 17-day spaceflight on knee extensor muscle function and size // Eur. J. Appl. Physiol. 2005. V. 93. № 4. P. 463.
6. *Shenkman B.S., Grigoriev A.I., Kozlovskaya I.B.* Gravity mechanisms in tonic motor system. neurophysiological and muscle aspects // Human Physiology. 2017. V. 43. № 5. P. 578.
7. *Kozlovskaya I.B.* [Gravity and the tonic postural motor system] // Aviakosm. Ekolog. Med. 2017. V. 51. № 3. P. 5.
8. *Cherepakhin M.A., Pervushin V.I.* [Influence of space flight on the neuromuscular apparatus of astronauts] // Space Biol. Med. 1970. V. 6. № 4. P. 46.
9. *Kakurin L.I., Cherepakhin M.A., Pervushin V.N.* [Influence of space flight factors on muscle tone in humans] // Space Biol. Med. 1971. V. 5. № 2. P. 63.
10. *Bachl N., Baron R., Tschan H. et al.* Principles of muscular efficiency under conditions of weightlessness // Wiener Medicinische Wochenschift. 1993. V. 143. № 23–24. P. 588.
11. *Netreba A.I., Khusnutdinova D.R., Vinogradova O.L., Kozlovskaya I.B.* Effect of dry immersion of various durations in combination with artificial stimulation of foot support zones upon force-velocity characteristics of knee extensors // J. Grav. Phys. 2006. V. 13. № 1. P. 71.
12. *Grigorieva L.S., Kozlovskaya I.B.* [Influence of seven-day support unloading on the speed-strength properties of skeletal muscles] // Space Biol. Med. 1983. № 4. P. 21.
13. *Gevlich G.N., Grigorieva L.S., Boyko M.I., Kozlovskaya I.B.* [Estimation of skeletal muscle tone by recording transverse stiffness] // Space Biol. Med. 1983. № 5. P. 86.
14. *Tomilovskaya E.S., Kozlovskaya I.B.* [The role of support and weight unloading in the development of hypogravitational motor syndrome] // J. Evol. Biochem. Physiol. 2020. V. 56. № 7. P. 697.
15. *Grigoriev A.I., Kozlovskaya I.B., Markin A.A. et al.* [One-year antiorthostatic hypokinesia (ANOG) – a physiological model of interplanetary space flight: monograph] / Eds. Grigorieva A.I., Kozlovskaya I.B. M.: Russian Academy of Sciences, 2018. P. 9.
16. *Hermens H.J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures // J. Electromyogr. Kinesiol. 2000. V. 10. № 5. P. 361.
17. *McBride J.M., Triplett-McBride T., Davie A., Newton R.U.* A comparison of strength and power characteristics between power lifters, Olympic lifters, and sprinters // J. Strength Cond. 1999. V. 13. № 1. P. 58.
18. *Zatsiorsky V.M.* [The physical qualities of an athlete: the basics of the theory and methodology of education]. M.: Sport, 2020. 200 p.
19. *Haff G.G., Nimphius S.* Training principles for power // J. Strength Cond. 2012. V. 34. № 6. P. 2.
20. *Haff G.G., Ruben R.P., Lider J.* A comparison of methods for determining the rate of force development during isometric midthigh clean pulls // J. Strength Cond. 2015. V. 29. № 2. P. 386.
21. *Koryak Yu.A.* Isokinetic Force and Work Capacity After Long-Duration Space Station Mir and Short-Term International Space Station Missions // Aerosp. Med. Hum. Perform. 2020. V. 91. № 5. P. 422.

22. *Rittweger J., Albracht K., Flück M. et al.* Sarcolab pilot study into skeletal muscle's adaptation to long-term spaceflight // NPJ Microgravity. 2018. V. 4. P. 23.
23. *Kotov-Smolenskiy A.M., Khizhnikova A.E., Klochkov A.S. et al.* Surface EMG: applicability in the motion analysis and opportunities for practical rehabilitation // Human Physiology. 2021. V. 47. № 2. P. 237.
24. *Esposito F., Limonts E., Gobbo M.* Electrical and mechanical response of finger flexor muscles during voluntary isometric contractions in elite rock-climbers // Eur. J. Appl. Physiol. 2009. V. 105. № 1. P. 81.
25. *Solomonow M., Baten C., Smit J.* Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies // J. Appl. Physiol. 1990. V. 68. № 3. P. 1177.
26. *Shpakov A.V., Voronov A.V., Artamonov A.A. et al.* Biomechanical Characteristics of Walking and Running during Unloading of the Musculoskeletal System by Vertical Hanging // Human Physiology. 2021. V. 47. № 4. P. 419.
27. *Wakeling J.M., Uehli K., Rozitis A.I.* Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction // J. R. Soc. Interface. 2006. V. 3. № 9. P. 533.
28. *Linnamo V., Moritani T., Nicol C., Komi P.V.* Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels // J. Electromyogr. Kinesiol. 2003. V. 13. № 1. P. 93.

Influence of 21-Day Antiortostatic Hypokinesia on the Functional State of the Musculoskeletal System of Human

A. V. Shpakov[a, b, *], G. K. Primachenko[a], A. V. Voronov[b], N. N. Sokolov[b], A. A. Voronova[b], A. A. Puchkova[a]

[a] *Institute of Biomedical Problems of the RAS, Moscow, Russia*
[b] *Federal Science Center of Physical Culture and Sport (VNIIFK), Moscow, Russia*
[*] *E-mail: avshpakov@gmail.com*

The influence of antiorthostatic hypokinesia with an inclination angle relative to the horizon of -6 degrees for 21 days was used as a ground model of the physiological effects of weightlessness. 10 practically healthy male volunteers (30.7 ± 5.4 years, 78.0 ± 8.5 kg, 179.7 ± 5.3 cm) took part in the experimental study, who successfully passed the medical expert commission of the SSC RF-IMBP RAS, familiarized with the study program and signed a voluntary informed consent to participate in the study. The state of the musculoskeletal system was assessed according to the results of speed-strength testing on an isokinetic dynamometer before hypokinesia and on the 3rd day after its completion. Staying in conditions of 21-day anti-orthostatic hypokinesia with a body inclination angle of –6° relative to the horizon, as a model of the physiological effects of weightlessness, leads to changes in the functional state of the musculoskeletal lower limbs which manifests itself during speed-strength testing after hypokinesia by a decrease in maximum voluntary force (MPF) of the knee joint extensor muscles from 9 to 15% compared with the base level. The decrease in MPF did not depend on a change in the force gradient, which reflects the ability to exert greater force in the shortest possible time. This indicated that the decrease in the MPF level after hypokinesia was mainly due to a change in the activity of slow motor units. At the same time, we assume that exposure to hypokinesia did not cause a significant change in the activity of fast motor units. This is confirmed by the results of the analysis of the electromyographic activity of the extensor muscles of the knee joint during testing on an isokinetic dynamometer. Also, after hypokinesia, the possibility of using muscle potential significantly decreased - the physiological cost of work increased with a decrease in strength indicators.

Keywords: antiorthostatic hypokinesia, maximal voluntary force, isokinetic testing, electromyography.