

**ВЛИЯНИЕ 7-СУТОЧНОЙ СУХОЙ ИММЕРСИИ НА
КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ЛОКОМОЦИЙ У ЧЕЛОВЕКА**

**Мельник К.А., Артамонов А.А., Рязанский С.Н., Миллер Т.Ф.,
Воронов А.В.**

Введение. Проведенные ранее исследования показали, что пребывание в невесомости даже небольшой длительности обуславливает развитие закономерных нарушений локомоций (В.М.Зациорский и др., 1984 г). Одновременно эти исследования выявили в данных условиях изменения во всех звеньях двигательной системы - мышечном аппарате, механизмах управления движениями, системах сенсорного, обеспечения (И.Б.Козловская и др., 1981-2004 гг.), каждое из которых может в свою очередь явиться триггером для локомоторных нарушений.

Известно, что у космонавтов, использующих в ходе космического полета интенсивные тренировки на бегущей дорожке, выраженность локомоторных нарушений после полета существенно ниже (Kozlovskaya et al., 1988).

Целью данной работы явилось изучение роли фактора безопорности в развитии локомоторных нарушений в условиях моделируемой микрогравитации.

Согласно данным И.Б.Козловской и др. (1987г.) и А.И.Григорьева и др. (2003г.) все отмеченные после пребывания в условиях микрогравитации двигательные нарушения нивелировались при помощи тренировок с опорной нагрузкой. Для проверки справедливости этого предположения в отношении локомоций и были проведены данные исследования, задачи которых составили изучение кинематических характеристик локомоций человека после пребывания в условиях сухой 7-и суточной иммерсии и изучение этих же характеристик после пребывания в условиях сухой иммерсии при ежедневной механической стимуляции опорных зон стоп.

Объект и методы исследования. Исследование проведено с участием 8 здоровых добровольцев-мужчин в возрасте от 22 до 30 лет (средний возраст 25 ± 3 лет), подписавших добровольное информированное согласие на участие в эксперименте. Протокол исследования был утвержден Биоэтической комиссией ГНЦ РФ ИМБП РАН.

Для моделирования физиологических эффектов микрогравитации использовали модель "сухой" иммерсии (Шульженко Е.Б., Виль-Вильямс И.Ф., 1975) по условиям которой испытуемый погружается в воду (температура воды поддерживается постоянной в пределах 33-34 град.), но не соприкасается с ней, будучи отделенными от воды водонепроницаемой свободно плавающей тканью (рис.1).

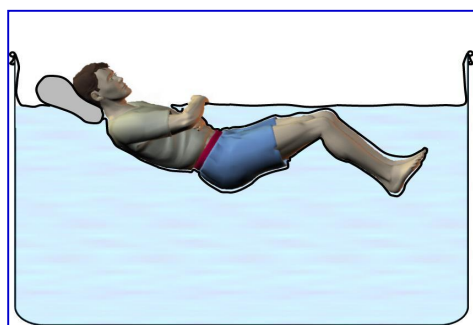


Рис. 1. Схематическое изображение «сухой» иммерсии

Длительность иммерсии в исследовании составляла 7 суток (или 168 часов). Испытуемые были разделены на две группы: в первой, служившей в данном эксперименте контролем, иммерсия была «чистой», пребывание в ней не сочеталось с каким-либо другим воздействием; во второй группе – экспериментальной, в ходе иммерсии ежедневно применялась стимуляция опорных зон стоп. Стимуляция выполнялась в течение 6-ти сеансов - по 20 мин. каждый час (10 минут в режиме медленной ходьбы - 75 шаг/мин, и 10 минут в режиме быстрой ходьбы - 120 шаг/мин).

Механическую стимуляцию опорных зон стоп осуществляли с помощью компенсатора опорной разгрузки (КОР), разработанного специалистами ИМБП совместно с НПО «Звезда» и представляющего собой

ботинки с вложенными в них пневматическими стельками. Стельки, состоящие из 2-х отдельных пневмокамер, помещенных под пятку и передний отдел стопы на каждой ноге, оказывали давление на опорные зоны стоп порядка 20 кПа или 0.2 кг/см², в режимах естественных локомоций.

(Рис.2)

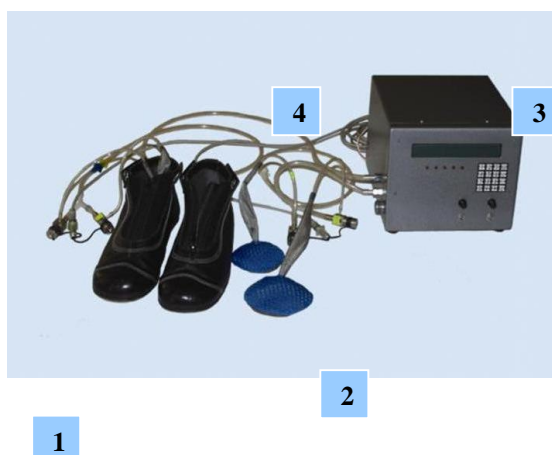


Рис. 2 Компенсатор опорной разгрузки. 1-ботинки; 2-пневматические стельки; 3-компрессор и блок управления; 4-соединительные шланги

До и после иммерсии испытуемые выполняли локомоторный тест, состоявший из 5 шагов ходьбы по жесткому полу со скоростью 90 шагов/мин (темп задавался метрономом). В каждом обследовании тест воспроизводился пятикратно.



Рис. 3 Локомоторный тест

Во время тестирования осуществляли видеосъемку локомоций с помощью S-VHS видеокамеры «PANASONIC AG-DP200». Расстояние от объектива видеокамеры до объекта составляло 5 метров. На кожу обследуемого в области суставных углов испытуемого прикрепляли маркеры (диаметром 10 мм), служившие основными реперными точками при анализе кинематических параметров локомоций. Движения регистрировали в сагиттальной плоскости. В качестве реперов были избраны проекции левого скулового отростка, 7-го шейного, тазобедренного, коленного и голеностопного суставов. Данные локомоторного теста записывались на S-VHS носитель. В последующем при помощи программы видеозахвата «Video Capture 2.0e» данные оцифровывались, записывались на жесткий диск компьютера и обрабатывались при помощи программы видеоанализа движений «VIDEO MOTION ANALISE». (Рис.4)



Рис. 4. Пример обработки локомоций человека при помощи программы видеоанализа движений

Для обработки выбирались 2 двойных шага. За одинарный шаг принимали время переноса левой ноги с момента постановки на пятки на опору и до следующего момента постановки пятки этой же ноги на опору. Обработанные данные представляли в виде палочковой диаграммы

движения, по которой рассчитывались кинематические параметры каждого шага (Рис. 5).

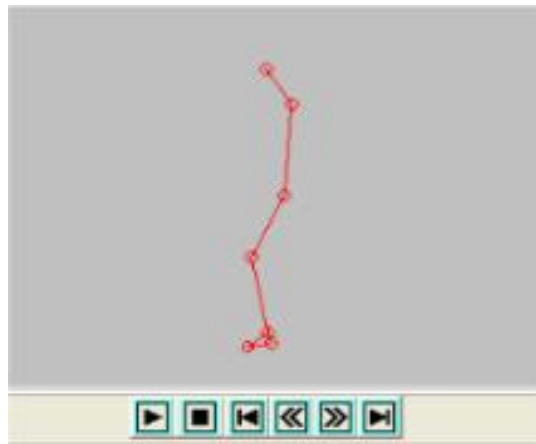


Рис. 5. Пример «палочковой диаграммы»

Далее рассчитывали изменения суставных углов и угловых скоростей в суставе.

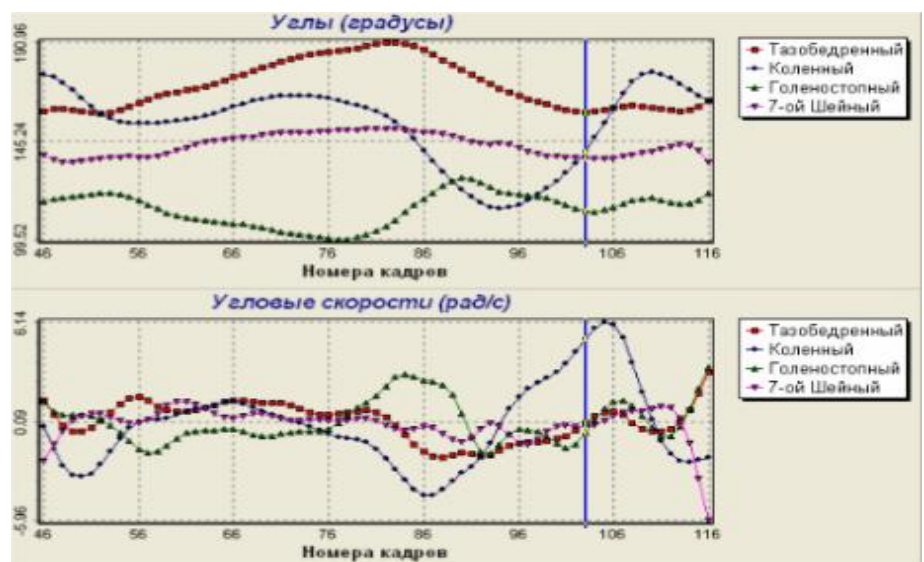


Рис. 6. Пример изменения углов и угловых скоростей во всех суставах в течение одного шага

В ходе анализа данных до и после иммерсионного воздействия рассчитывали суммарное значение всех углов во всех суставах при локомоциях и их вклад в общую сумму по каждому суставу. За шаг принимался стандартный двойной шаг от момента постановки пятки левой ноги на опору и до момента следующей постановки пятки на опору.

Результаты исследований. Полученные результаты обрабатывали методом первичной статистики, определяли данные по каждому испытуемому отдельно. Все испытуемые, как до, так и после иммерсии, осуществляли ходьбу со скоростью составляющей 90 шагов в минуту, задаваемой метрономом. Покадровый анализ данных кинематики локомоций осуществлялся с частотой 50 кадров в секунду. Стандартные методы анализа не выявили после иммерсии отчетливых изменений во всех исследуемых углах, поскольку изменения полученных данных в пределах 1-2% могли являться результатом погрешности измерений и расчетов. Однако, более глубокий специальный кинетический анализ, суть которого заключалась в исследовании скоростей в суставах, обнаружил различия в параметрах локомоций в случае «чистой» иммерсии и иммерсии со стимуляцией.

Для анализа была выбрана кинетическая энергия вращательного движения, связанная со сгибанием и разгибанием в суставах $E = \frac{mw^2}{2}$. При проведении этого анализа тело испытуемого рассматривали как плоскую пятизвенную модель, соединяющую 6 основных точек: проекции скулового отростка (*processus zygomaticus*), акромиона (*acromion*), большого вертела (*trochanter major*), латеральной надмыщелки (*epicondylis lateralis*), латеральной лодыжки (*malleolus lateralis*), третьей фаланги 5 пальца левой ноги на сагиттальную плоскость тела (Рис. 1).

Сегменты тела испытуемого в этой модели являются недеформируемыми, суставы заменены шарнирами без трения (идеальными), масс-инерционные характеристики испытуемого до и после иммерсии

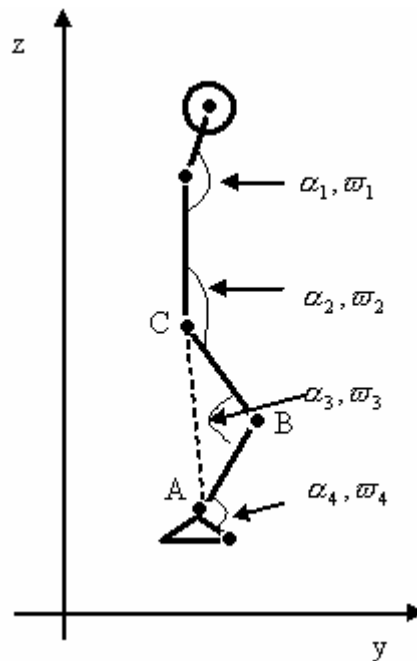


Рис. 7. Плоская пятизвенная модель тела испытуемого

являются неизменными. Положение тела испытуемого при этом определяется четырьмя угловыми координатами: $\alpha_{i,k}$ $i=1,\dots,4$, угловые скорости вращения звеньев задаются четырьмя угловыми скоростями: $\omega_{i,k}$ $i=1,\dots,4$, $k=1,\dots,n$, где k – номер измерения.

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

Кинетическую энергию, связанную с вращением звена определяли по формулам:

$$E_i^+ = \sum_k J_i * (\omega_{i,k}^+)^2 \quad E_i^- = \sum_k J_i * (\omega_{i,k}^-)^2$$

Результаты кинетического анализа локомоторных функции представлены в таблице 1. Среднее значение отношения энергетических затрат, приведенных

в таблице вычислялось по формуле: $\frac{(E_i^+ - \varepsilon_i^+)}{E_i^+} * 100\%$

Таблица 1.

Среднее значение отношения энергетических затрат, связанных со сгибанием и разгибанием до иммерсии - E_i^{\pm} к энергетическим затратам после иммерсии - ε_i^{\pm} .

Сустав	Сгибание, %	
	Разгибание, %	
Тазобедренный	+30	+40
Коленный	-15	- 20
Голеностопный	-40	-60

Приведенные в таблице данные позволили нам оценить объем движений в каждом из суставных углов и выявить изменения в стратегии шага. Видно, что после 7-ми суточной иммерсии у всех испытуемых значительно снижалась активность, как сгибателей, так и разгибателей коленного и голеностопного сустава. Одновременно с этим возрастала активность сгибателей и разгибателей в тазобедренного сустава.

Анализ кинетических характеристик выявил влияние иммерсионного воздействия на параметры шага, но не обнаружил влияния применяемой в иммерсии опорной нагрузки в группе со стимуляцией опорных зон стоп.

Для решения данной проблемы был применен специальный математический анализ данных, в котором в «идеальной» модели тела испытуемого в качестве основного анализируемого параметра был выбран отрезок СА (см. Рис.7), соединяющий тазобедренный и голеностопный суставы, где длина отрезка СА по теореме косинусов определяется как

равная: $CA = \sqrt{CB^2 + AB^2 - 2AB * CB * \cos(\alpha_{3,k})}$, где СВ - длина бедра и АВ – длина голени измерены у испытуемых антропометрически. В качестве исследуемого параметра рассматривали линейную скорость изменения

длины отрезка СА, т.е. первую производную величину по времени,

$$V_{CA} = \frac{\omega_{3,k} * CB * AB * \sin(\alpha_{3,k})}{\sqrt{CB^2 + AB^2 - 2AB * CB * \cos(\alpha_{3,k})}}$$

рассчитывая ее по следующей формуле:

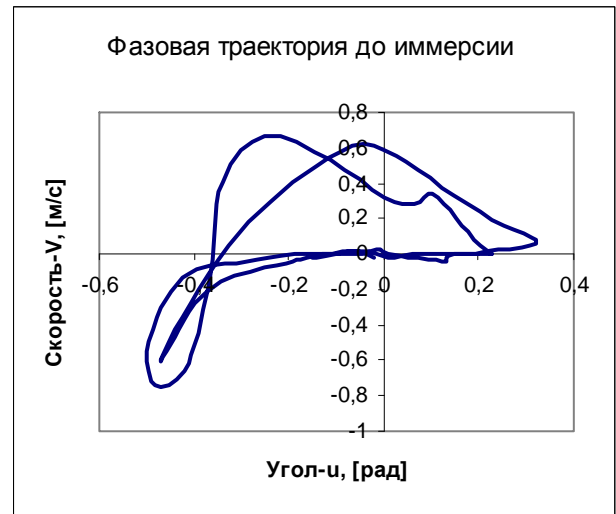
На основе результатов анализа строили фазовые траектории зависимости линейной скорости изменения длины отрезка СА от угла в тазобедренном суставе (Рис. 8):

Испытуемый №1

Испытуемый №2

А)

В)



Б)

Г)

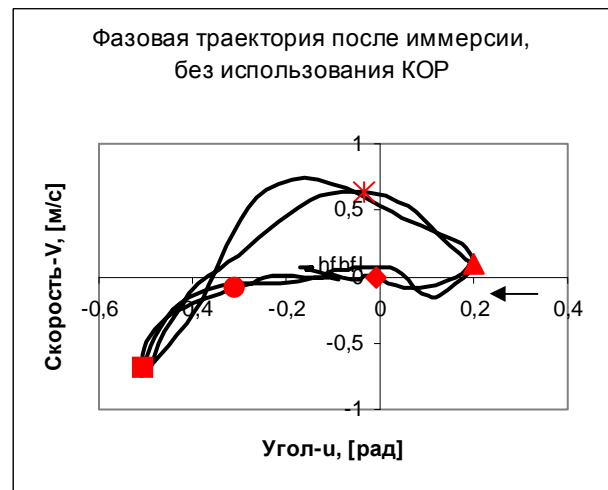
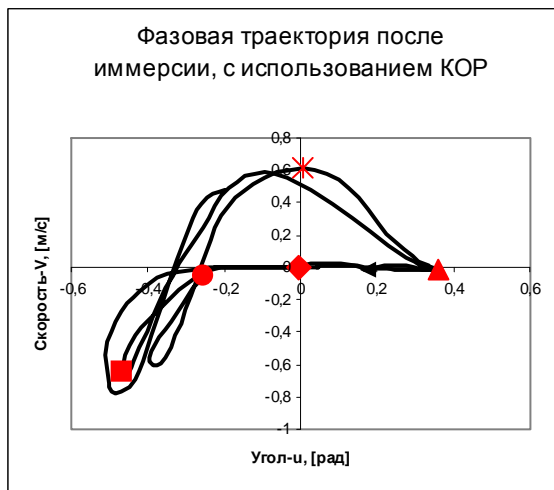


Рис. 8. Примеры фазовых траекторий испытуемых: А, Б – фазовые траектория до и после иммерсии у испытуемого со стимуляцией, В, Г – фазовая траектория до и после иммерсии без стимуляции. Обход фазовой траектории по часовой стрелке.

По оси ординат отложена скорость изменения отрезка AC - V_{CA} , по оси абсцисс отложен угол α между отрезком AC и вертикалью проведенной через точку C (см. рис. 7)

На рис.8Б и 8Г маркерами отмечены характерные периоды шага, которые представлены на палочковой диаграмме (Рис.9)

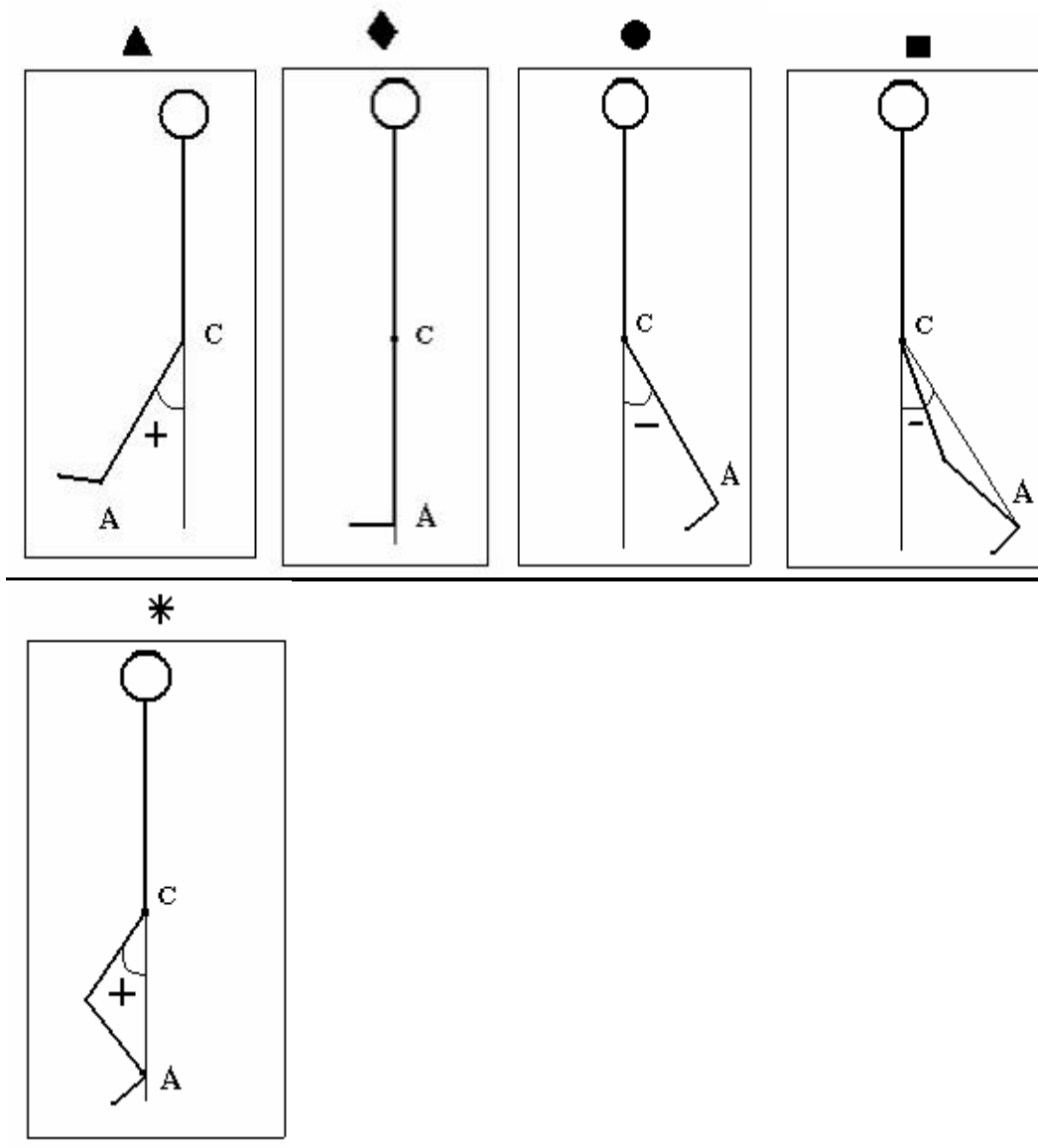


Рис. 9 Характерные периоды шага.

В фазовых траекториях, определяемых до и после иммерсии у каждого испытуемого оценивали размах вариации данных на отрезке от \blacktriangle до \bullet , т.е. в том интервале шага, когда опорная нога выпрямлена и длина отрезка CA неизменна, т.е. скорость изменения длины отрезка CA $V_{CA} = 0$ (Рис.8Б)

Размах вариации (оценка рассеяния вариационного ряда данных от *min* до *max* значения) вычислялся по формуле: $R = x_{\max} - x_{\min}$

где x_{\max}, x_{\min} - наибольшее и наименьшее значение варьирующего признака - V_{CA} . Полученные в ходе анализа данные представлены в Таблице 2.

Таблица 2.

Размах вариации в период одноопорности у испытуемых со стимуляцией и без стимуляции

№ испытуемого	Размах вариации скорости изменения отрезка АС в период одноопорности, [м/с]	
	Со стимуляцией	Без стимуляции
1	0,015	0,086
2	0,015	0,160
3	0,017	0,247
4	-	0,221
Среднее значение размаха вариации	0,016	0,179

Как видно на приведенных рисунках (Рис.8 А-Г) размах вариации данных в период одноопорности на отрезке от ▲ до ● у группы с КОР в среднем был примерно в 10 раз меньшим, чем в группе контроля. У испытуемых применявших в иммерсии стимуляцию после иммерсии на данном отрезке видно ровное плато на уровне нуля по оси V_{CA} (Рис.8Б). У испытуемых, не применявших стимуляцию на этом участке, регистрировались существенные колебания (Рис.8Г), т.е. скорость изменения длины отрезка СА на данном этапе сильно отличалась от нуля. Эти изменения отражали колебания скорости, а, следовательно, и колебания длины отрезка СА, связанные, по-видимому, с ослаблением мышечных тяг голени и соответственно со снижением силы мышц. Это предположение согласуется с данными

динамометрического тестирования скоростно-силовых свойств мышц до и после иммерсии (D.R.Khusnutdinova et al., 2005) и данными исследований локомоций до и после гипокинезии у обезьян (M.R.Recktenwald et al., 1999).

Таким образом, впервые примененный специальный кинетический анализ выявил, что пребывание в условиях 7-ми суточной сухой иммерсии влияет на кинематические параметры локомоторных движений человека – изменяется стратегия ходьбы: после иммерсии происходит снижение объема движений в коленном и голеностопном суставах, с компенсаторным увеличением в тазобедренном. При помощи специального математического анализа у контрольной группы после иммерсии было обнаружено ослабление мышечных тяг и соответственно снижение силы мышц, которые нивелировались при помощи компенсатора опорной разгрузки.

Список литературы

1. В.М.Зациорский, М.Г.Сирота, Б.И.Прилуцкий, Л.М.Райцин, В.Н.Селуянов, Л.Г.Чугунова. Биомеханика тела и движений людей, подвергшихся 120-суточной антиортостатической гипокинезии. Космическая биология и авиакосмическая медицина, 1984, № 5, стр. 23-27
2. Kozlovskaya I. et al. Gravitational mechanisms in the motor system. Studies in real and simulated weightlessness. In: Stance and Motion, Eds. V.S. Gurfinkel, M. Ye. Ioffe, J. Massion Plenum, New York, 37-48, 1988.
3. Шульженко Е.Б., Виль-Вильямс И.Ф., Имитация детренированности организма методом «сухого» погружения. Третьи чтения 1975
4. Recktenwald MR; Hodgson JA; Roy RR; Riazanski S; McCall GE; Kozlovskaya I; Washburn DA; Fanton JW; Edgerton VR "Effects of spaceflight on rhesus quadrupedal locomotion after return to 1G." J Neurophysiol. 1999 May;81(5):2451-63.
5. Hodgson JA, Bodine-Fowler SC, Roy RR, de Leon RD, de Guzman CP, Koslovskaya I, Sirota M, Edgerton VR. Changes in recruitment of rhesus soleus

and gastrocnemius muscles following a 14 day spaceflight. *Physiologist*. Feb;34(1 Suppl):S102-3, 1991.

6. Roy R.R., Hodgson J.A., Aragon J., Day M.K., Kozlovskaya I.B., Edgerton V.R. Recruitment of the rhesus soleus and medial gastrocnemius before, during and after spaceflight. *Grav. Physiol.*, V. 70, p. 2522-2529, 1991.
7. Riazanski S.N., Badakva A.M., Miller N.V. "Effects of bedrest hypokinesia on locomotion in Rhesus monkey". Motor Control symposium, 8-12 октября 2000, Варна, Болгария.
8. Л.С. Григорьева, И.Б. Козловская. Влияние 7-суточной опорной разгрузки на скоростно-силовые свойства скелетных мышц человека. *Космическая биология и авиакосмическая медицина*, 1983, №4, стр. 21-25
9. В.М. Зациорский, М.Г. Сирота, Б.И. Прилуцкий, Л.М. Райцин, В.Н. Селуянов, Л.Г. Чугунова. Биомеханика тела и движений людей, подвергшихся 120-суточной антиортостатической гипокинезии. *Космическая биология и авиакосмическая медицина*, 1985, № 5, стр. 23-27.