

## ВЛИЯНИЕ УСЛОВИЙ СЕНСОМОТОРНОГО ТЕСТИРОВАНИЯ НА ПОСТУРАЛЬНЫЙ КОНТРОЛЬ У ЗДОРОВЫХ ЛИЦ С ИММОБИЛИЗАЦИЕЙ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

**О.В. Байгужина**, [baiguzhinaov@susu.ru](mailto:baiguzhinaov@susu.ru), <https://orcid.org/0000-0003-4292-321X>  
**Я.В. Бурнашов**, [yaroslav.burnashov1337@mail.ru](mailto:yaroslav.burnashov1337@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8978-5526>  
**М.С. Павлов**, [pavlovms@susu.ru](mailto:pavlovms@susu.ru), <https://orcid.org/0009-0001-7544-4111>  
Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия

**Аннотация.** Цель исследования – выявить особенности постурального контроля у лиц с иммобилизацией нижней конечности при выполнении сенсомоторных тестов в статическом и динамическом режимах. **Организация и методы.** В исследовании участвовали 14 практически здоровых юношей, тестирование которых проводилось в состояниях иммобилизации коленного сустава ведущей ноги и без нее – «нормы». Постуральный баланс оценивался с помощью инерционного сенсора, регистрирующего параметры ускорений (S, Jerk, Path, Range) в трёх плоскостях. В качестве когнитивной нагрузки испытуемые выполняли сенсомоторные тесты («Статическая треморометрия», «Реакция на движущийся объект» и «Реакция различения») в положениях стоя (статический режим) и при ходьбе на тредбане (динамический режим). **Результаты.** В статическом режиме иммобилизация приводила к смене постуральных стратегий: при высокой нагрузке («Статическая треморометрия») отмечались грубые корректирующие движения, а при умеренной («Реакция на движущийся объект», «Реакция различения») – ригидность, особенно в сагиттальной плоскости. В динамическом режиме выявлен фундаментальный дефицит постурального контроля: показатели устойчивости при ходьбе были значимо ниже в группе иммобилизации даже в фоновых условиях. Нарушение постурального контроля проявлялось во всех плоскостях, указывая на неэффективность компенсаторных механизмов и повышенную энергозатратность ходьбы. **Заключение.** Полученные данные подчёркивают необходимость включения в тренировочные программы реабилитации, направленные на формирование адаптивных стратегий равновесия, особенно в условиях динамических нагрузок и совмещения ходьбы с когнитивными задачами.

**Ключевые слова:** нарушение ходьбы, нарушения функций нижней конечности, иммобилизация, сенсомоторное тестирование, постуральный контроль

**Благодарности.** Работа выполнена в рамках госзадания Министерства науки и высшего образования РФ FENU-2023-0017 (2023217ГЗ).

**Для цитирования:** Байгужина О.В., Бурнашов Я.В., Павлов М.С. Влияние условий сенсомоторного тестирования на постуральный контроль у здоровых лиц с иммобилизацией нижней конечности // Человек. Спорт. Медицина. 2025. Т. 25, № 4. С. 87–95. DOI: 10.14529/hsm250411

Original article  
DOI: 10.14529/hsm250411

## INFLUENCE OF SENSORIMOTOR TEST CONDITIONS ON POSTURAL CONTROL IN HEALTHY INDIVIDUALS WITH LOWER-LIMB IMMOBILIZATION

**O.V. Baiguzhina**, [baiguzhinaov@susu.ru](mailto:baiguzhinaov@susu.ru), <https://orcid.org/0000-0003-4292-321X>  
**Ya.V. Burnashov**, [yaroslav.burnashov1337@mail.ru](mailto:yaroslav.burnashov1337@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8978-5526>  
**M.S. Pavlov**, [pavlovms@susu.ru](mailto:pavlovms@susu.ru), <https://orcid.org/0009-0001-7544-4111>  
South Ural State University, Chelyabinsk, Russia

**Abstract. Aim.** This paper aims to identify the characteristics of postural control during sensorimotor tests in both static and dynamic conditions in individuals with lower-limb immobilization. **Materials and methods.** The study involved fourteen apparently healthy male adolescents. Testing was performed under

two conditions: with the knee joint of the dominant leg immobilized and without immobilization. Postural balance was evaluated with the inertial sensor recording acceleration parameters (S, Jerk, Path, Range) in three planes. The cognitive load was implemented through sensorimotor tests (Static Tremorometry, Reaction to a Moving Object, and Discrimination Reaction) under both static (standing) and dynamic (treadmill walking) conditions. **Results.** Under static conditions, immobilization resulted in a change in postural strategies: under high cognitive load (Static Tremorometry), coarse corrective movements were observed, whereas under moderate load (Reaction to a Moving Object, Discrimination Reaction), rigidity was noted, particularly in the sagittal plane. Under dynamic conditions, the results demonstrated a fundamental deficiency in postural control: stability parameters during walking were significantly lower in the immobilization group even under baseline conditions. The impairment of postural control was evident in all planes, which indicates the inefficacy of compensatory mechanisms and an elevated energy cost of walking. **Conclusion.** The findings underscore the necessity of incorporating into rehabilitation training programs exercises aimed at developing adaptive balance strategies, particularly under conditions of dynamic load and during the combination of walking and cognitive tasks.

**Keywords:** gait impairment, lower limb dysfunction, immobilization, sensorimotor testing, postural control

**Acknowledgements.** This research was supported by the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation, State Assignment No. FENU-2023-0017 (2023217GZ).

**For citation:** Baiguzhina O.V., Burnashov Ya.V., Pavlov M.S. Influence of sensorimotor test conditions on postural control in healthy individuals with lower-limb immobilization. *Human. Sport. Medicine.* 2025;25(4):87–95. (In Russ.) DOI: 10.14529/hsm250411

**Введение.** Многие виды деятельности требуют одновременного выполнения поструральных и когнитивных задач. Самый распространенный пример – интеллектуальная деятельность на фоне поддержания позы сидения на стуле с «правильной» осанкой. Однако функциональная система пострурального контроля данной позы при выполнении когнитивной деятельности претерпевает различные изменения [1]. Показано, например, что длительная поструральная нагрузка негативно влияет на выполнение когнитивных задач, в частности, отрицательно влияет на свойства внимания [8].

Подобные исследования выделены в научное направление, изучающее эффекты пострурально-когнитивной интерференции или «двойной задачи» (dual-task) в практике подготовки спортсменов [4], в клинической медицине [2, 3, 7], абилитации и реабилитации ампутантов [5], геронтологии [9] и др.

Дизайны этих исследований, как правило, включают методы оценки пострурального баланса во время удержания статической позы или осуществления различных по пространственно-временным параметрам локомоций при выполнении параллельных задач исполнительных функций (оперативная память, переключение и когнитивный контроль – торможение).

Анализ результатов указанных выше исследований способствует пониманию взаимосвязи между поструральной нагрузкой и пси-

хическими процессами и предлагает ценную информацию о том, как поструральный контроль может, с одной стороны, повысить качество выполнения когнитивных задач [6], с другой – зависеть от их сложности [2].

Однако научный интерес вызывает оценка пострурального баланса у лиц с временным нарушением двигательной функции вследствие, например, перенесенных травм или хирургических вмешательств, т. е. у лиц, находящихся в условиях частичной иммобилизации.

**Цель** – выявить особенности пострурального баланса у здоровых лиц с иммобилизацией нижней конечности при сенсомоторном тестировании в статическом и динамическом режимах.

**Организация и методы.** На основе добровольного информированного согласия обследованы 14 молодых людей (18–22 лет), практически здоровых, не имеющих травм опорно-двигательного аппарата и неврологических заболеваний. Обследование проводилось в лаборатории НИЦ спортивной науки ЮУрГУ.

Оценку пострурального баланса в статическом (стоя) и динамическом (ходьба) режимах получали, применяя систему 3D-стабилометрии «Стэдис-Баланс»<sup>1</sup> (ООО «Нейрософт»).

<sup>1</sup> Система входит в стандарт оснащения отделений медицинской реабилитации по приказу Минздрава РФ от 31 июля 2020 г. № 788н (код МИ 228380 «Система стабиллографии»).

Анализировали следующие параметры ускорений: площадь проекции эллипсоида ( $S$ ,  $m^2/c^4$ ), «рывок» – производная от ускорения по времени ( $Jerk$ ,  $m^3/c^3$ ), длина траектории по ускорению ( $Path$ ,  $m/c^2$ ) и диапазон ускорений ( $Range$ ,  $m/c^2$ ) в трех плоскостях ( $X$ ,  $Y$  и  $Z$ ). Увеличение значений указанных показателей свидетельствует о снижении пострурального баланса, дестабилизации позного контроля.

В качестве когнитивной нагрузки использовали «классические» психофизиологические тесты: «Реакция на движущийся объект» (РДО), «Статическая треморометрия» (СТ) и «Реакция различения» (РДО). Условия выполнения целевых задач тестов рассматривались как способ индукции психического напряжения у испытуемого.

Иммобилизация коленного сустава проводится с помощью бандажа (ортеза) MET GD018 с целью имитации состояния ограниченного движения. Измерения проводили стоя на беговой дорожке Life Fitness (Brunswick Corporation, США) и при ходьбе. Ходьба осуществлялась по дорожке с нулевым углом ее наклона и скоростью движения ленты 3 км/ч. Длительность тестирования определялась длительностью каждого психофизиологического теста (30 с).

Статистическая обработка данных проводилась в программном пакете SPSS Statistics v. 27 с применением непараметрических методов оценки. Значения в таблицах представлены медианным значением и межквартильным размахом ( $Q1$ ;  $Q3$ ). Уровень значимости принимался равным  $p < 0,05$ .

Основная рабочая гипотеза настоящего фрагмента исследования: уровень пострурального баланса у лиц с временной частичной иммобилизацией зависит от типа сенсомоторной задачи, решаемой в различных двигательных режимах.

**Результаты.** Результат сравнения позволит ответить на вопрос: «Как иммобилизация коленного сустава влияет на показатели пострурального контроля на одну и ту же сенсомоторную задачу, реализованную в статическом (положение стоя) и в динамическом режиме (при ходьбе)?».

*Особенности пострурального баланса организма в статическом режиме.* Характеризуя особенности пострурального баланса обследованных лиц в положении стоя, следует отметить отсутствие значимых различий при сравнении фоновых показателей, полу-

ченных в состояниях «норма» и иммобилизации коленного сустава. Кроме того, различия не выявлены и при сравнении показателей в указанных состояниях при выполнении сенсомоторных тестов. Анализ проведен относительно изменений показателей, указывающих на определенную степень напряжения процессов пострурального контроля, выраженных в дестабилизации позы стояния при выполнении тестов по сравнению с фоновыми в различных состояниях: «Норма» и «Иммобилизация».

*Тест «Статическая треморометрия».* В состоянии «Норма» наблюдаются высоко значимые приросты ( $p \leq 0,01-0,001$ ) практически по всем исследуемым показателям и во всех плоскостях (табл. 1). При иммобилизации появляются особенности, выраженные в усилении дестабилизации в сагиттальной ( $X$ ) и горизонтальной ( $Z$ ) плоскостях. Например, увеличение значимости различий значений  $S$ ,  $Jerk$ ,  $Path$ ,  $Range$  ( $p < 0,005-0,001$ ) указывает на потерю контроля при иммобилизации преимущественно над боковыми и вертикальными колебаниями. Относительно высокий (в 10 раз)  $Range$  при иммобилизации особенно в плоскостях  $Z$  ( $Z = -3,408$  при  $p = 0,001$ ) и  $X$  ( $X = -3,408$  при  $p = 0,001$ ) указывает на появление высокоамплитудных «корректирующих рывков» тела, что является признаком неэффективной поструральной коррекции. Условия выполнения данного теста значительно нагружают систему пострурального контроля, переводя ее в режим активной траты ресурсов, направленных на обеспечение устойчивости.

*Тест «Реакция на движущийся объект».* Требование концентрации внимания и точного временного прогнозирования, тестирование психомоторной реакции в «нормальном» состоянии сопровождается умеренным увеличением значений по отдельным показателям:  $Jerk$  ( $Y$ ),  $Path$  ( $Y$ ,  $Z$ ,  $X$ ). При иммобилизации коленного сустава ведущей ноги показатели пострурального баланса во время теста практически не отличаются от фоновых. Условия выполнения теста «РДО» в состоянии иммобилизации приводят к своеобразной «стабилизации» пострурального баланса. Однако данные изменения следует трактовать как свидетельство активации стратегии экономии и жесткости. Организм, лишенный возможности тонко регулировать позу из-за ограничения движения в коленном суставе, «закрывается», минимизируя подвижность в пользу концентрации на решении сенсомоторной задачи. Это менее адап-

тивная и более ригидная стратегия поддержания равновесия, требующая дополнительного исследования нейромышечного аппарата конечностей (иммобилизованной и «здоровой»).

Тест «Реакция различения» (PP)

Условия быстрой когнитивной обработки (дифференциации сигнала) и моторного ответа в «нормальном» состоянии влияют на показатель Path (длина траектории ускорений) во всех трех плоскостях ( $p = 0,033-0,046$ ). Увеличение количества мелких корректирующих

движений свидетельствует об интенсификации режима постоянных «поправок» функции равновесия позы стояния. При иммобилизации коленного сустава конечности значимых различий не выявлено, кроме параметров (S, Jerk, Path, Range) сагиттальной плоскости (X). Вероятно, иммобилизация ведущей ноги нарушает симметричную опору, что особенно ярко проявляется при когнитивной нагрузке, затрудняя контроль именно над боковыми раскачиваниями.

Таблица 1  
Table 1

Показатели пострального баланса у лиц с различным функциональным состоянием нижней конечности при выполнении сенсомоторных тестов (статический режим)  
Postural balance parameters in individuals with different lower-limb functional states during sensorimotor tests (static conditions)

Тест Test	Состояние Functional state	Плоскость Plane	Площадь эллипсоида, $m^2/c^4$ S, $m^2/s^4$	Рывок, $m^2/c^5$ Jerk, $m^2/s^5$	Длина траектории по ускорению, $m/c^2$ Path, $m/s^2$	Диапазон ускорений, $m/c^2$ Range, $m/s^2$
Фон Baseline	Норма Normal	Y	0,002 0,002; 0,002	0,218 0,189; 0,251	3,069 2,902; 3,250	0,041 0,038; 0,053
		Z	0,001 0,001; 0,001	0,127 0,103; 0,188	2,409 2,161; 2,635	0,035 0,032; 0,042
		X	0,002 0,002; 0,002	0,220 0,187; 0,258	3,077 2,819; 3,236	0,042 0,038; 0,052
	Иммобилизация Immobilization	Y	0,002 0,001; 0,002	0,243 0,187; 0,264	3,169 2,912; 3,364	0,047 0,039; 0,055
		Z	0,001 0,001; 0,001	0,119 0,102; 0,147	2,304 2,169; 2,524	0,031 0,029; 0,038
		X	0,002 0,001; 0,002	0,236 0,184; 0,251	3,192 2,804; 3,254	0,044 0,039; 0,054
СТ ST	Норма Normal	Y	0,009** 0,004; 0,021	1,298** 0,579; 3,008	5,889** 4,865; 8,164	0,115** 0,073; 0,509
		Z	0,005** 0,002; 0,016	0,713* 0,353; 2,865	5,256** 3,809; 6,195	0,105* 0,082; 0,490
		X	0,005* 0,003; 0,010	0,699* 0,455; 1,609	4,637** 4,166; 6,791	0,104* 0,068; 0,256
	Иммобилизация Immobilization	Y	0,008** 0,005; 0,021	1,328*** 0,687; 3,110	5,637** 4,882; 6,923	0,278*** 0,138; 0,536
		Z	0,006*** 0,004; 0,021	1,439*** 0,627; 3,286	5,196** 4,248; 5,865	0,352*** 0,159; 0,557
		X	0,005*** 0,003; 0,014	0,718** 0,405; 1,728	4,618* 4,032; 5,836	0,193*** 0,093; 0,418
РДО RMO	Норма Normal	Y	0,003 0,002; 0,005	0,328* 0,293; 0,782	3,805* 3,369; 5,593	0,061 0,041; 0,100
		Z	0,002 0,001; 0,003	0,220 0,185; 0,506	2,960* 2,749; 4,457	0,057 0,040; 0,090
		X	0,002 0,002; 0,004	0,272 0,220; 0,584	3,370* 3,112; 4,781	0,050 0,041; 0,092
	Иммобилизация Immobilization	Y	0,002 0,002; 0,003	0,239 0,223; 0,346	3,281 3,136; 3,694	0,044 0,039; 0,061
		Z	0,001 0,001; 0,001	0,162 0,133; 0,223	2,686 2,476; 3,074	0,039 0,037; 0,065
		X	0,002 0,001; 0,002	0,209 0,186; 0,318	3,090 2,861; 3,649	0,042 0,037; 0,056

Окончание табл. 1  
Table 1 (end)

Тест Test	Состояние Functional state	Плос- кость Plane	Площадь эллипсоида, $\text{м}^2/\text{с}^4$ $S, \text{м}^2/\text{с}^4$	Рывок, $\text{м}^2/\text{с}^5$ Jerk, $\text{м}^2/\text{с}^5$	Длина траектории по ускорению, $\text{м}/\text{с}^2$ Path, $\text{м}/\text{с}^2$	Диапазон ускорений, $\text{м}/\text{с}^2$ Range, $\text{м}/\text{с}^2$
PP DR	Норма Normal	Y	0,003 0,002; 0,006	0,307 0,185; 0,902	3,731* 2,903; 5,588	0,060 0,040; 0,106
		Z	0,001 0,001; 0,004	0,174 0,131; 0,776	2,692* 2,388; 4,312	0,047 0,035; 0,108
		X	0,002 0,001; 0,005	0,299 0,175; 0,741	3,577* 2,808; 5,138	0,056 0,040; 0,091
	Иммобилизация Immobilization	Y	0,002 0,001; 0,002	0,203 0,182; 0,274	3,037 2,845; 3,294	0,040 0,037; 0,045
		Z	0,001 0,001; 0,001	0,136 0,121; 0,159	2,486 2,340; 2,678	0,036 0,029; 0,045
		X	0,001* 0,001; 0,002	0,184* 0,161; 0,244	2,895* 2,720; 3,246	0,037* 0,036; 0,045

*Примечание:* методика СТ – «Статическая треморометрия», РДО – «Реакция на движущийся объект»; PP – «Реакция различения»; Y – фронтальная плоскость, Z – горизонтальная плоскость, X – сагиттальная плоскость; \* – различия относительно фоновых состояний при  $p \leq 0,05$ ; \*\* –  $p \leq 0,01$ ; \*\*\* –  $p \leq 0,001$ .

*Note:* ST – “Static Tremorometry”, RMO – “Reaction to a Moving Object”, DR – “Discrimination Reaction”; Y – frontal plane, Z – horizontal plane, X – sagittal plane; \* – significant differences from baseline –  $p < 0.05$ ; \*\* –  $p < 0.01$ ; \*\*\* –  $p < 0.001$ .

*Особенности пострурального баланса организма в динамическом режиме.* Оценивая изменчивость исследуемых стабилметрических показателей, полученных в динамическом режиме, провели сравнение «внутри группы» (оценка воздействия условий теста на стабильность при ходьбе) и «между состояниями» (оценка показателей в одном и том же тесте между состоянием «Норма» и «Иммобилизация»), отражая поструральный контроль при ходьбе (табл. 2). Кроме того, акцентируем внимание на размерность абсолютных значений показателей (S, Jerk, Path), которые на порядки выше в динамическом режиме, чем в статическом, что физиологично и очевидно из-за сложности акта ходьбы.

*«Фоновая ходьба» (без условий).* Все показатели (S, Jerk, Path) в иммобилизованном состоянии статистически значимо выше ( $p \leq 0,01-0,001$ ), чем без иммобилизации. Например, площадь проекции 95 % доверительного эллипсоида ускорения (S) в сагиттальной плоскости в норме составляет  $17,2 \text{ м}^2/\text{с}^4$ , а при иммобилизации –  $37,8 \text{ м}^2/\text{с}^4$ . Даже без дополнительной сенсомоторной нагрузки иммобилизованные испытуемые демонстрируют менее устойчивую, более энергозатратную ходьбу с большей амплитудой корректирующих движений, характеризуя таким образом исходный, базовый дефицит.

*Тест «Статическая треморометрия».*

При «нормальной» ходьбе показатели S, Jerk и Path (в плоскостях Y, X) значимо улучшаются (снижаются) по сравнению с «фоновой» ходьбой. Концентрация на выполнении двигательной задачи приводит к повышению общего мышечного тонуса и «напряжению» позы, что непроизвольно стабилизирует ходьбу. Мозг переводит систему в режим повышенной готовности. При ходьбе с иммобилизованным коленным суставом описанный выше эффект усиливается, однако в сагиттальной плоскости незначимо увеличен диапазон ускорений (Range).

В динамическом режиме условия тестирования тремора выступают не как дестабилизатор, а как тест на проявление компенсаторных возможностей нейромышечной системы, ее мобилизации и повышения пострурального контроля. Ходьба с иммобилизацией коленного сустава минимизирует «тонкую настройку» пострурального контроля, заменяя ее формирующейся энергозатратной компенсаторной стратегией.

*Тест «Реакция на движущийся объект».*

Никаких значимых изменений исследуемых показателей по сравнению с фоновой ходьбой не выявлено. Условия выполнения задачи теста позволяют контролировать поструральную стабильность походки. При иммобилизации

по сравнению с фоновой ходьбой значимых различий стабилметрических показателей также не выявлено. Однако по сравнению с «нормой» все показатели во всех плоскостях движения статистически значимо выше ( $p = 0,002-0,46$ ).

Тест «Реакция различения». Выполнение когнитивной нагрузки – задачи на дифференциацию сигнала незначительно, но достоверно дестабилизирует ходьбу, увеличивая амплитуду колебаний (S (Y), Jerk (Y), Path (Y)).

Состояние иммобилизации по сравнению с фоновыми показателями индуцирует увеличение стабилметрических параметров во всех плоскостях; по сравнению с «Нормой» во всех плоскостях показатели статистически выше ( $p = 0,002-0,33$ ). Условия выполнения данного теста подтверждают феномен постурально-когнитивной интерференции при ходьбе, выраженный в конкуренции систем за одни и те же ресурсы центральной нервной системы.

Таблица 2  
Table 2

Показатели постурального баланса у лиц с различным функциональным состоянием нижней конечности при выполнении сенсомоторных тестов (динамический режим)  
Postural balance parameters in individuals with different lower-limb functional states during sensorimotor tests (dynamic conditions)

Тест Test	Состояние Functional state	Плоскость Plane	Площадь эллипсоида, $m^2/c^4$ S, $m^2/s^4$	Рывок, $m^2/c^5$ Jerk, $m^2/s^5$	Длина траектории по ускорению, $m/c^2$ Path, $m/s^2$	Диапазон ускорений, $m/c^2$ Range, $m/s^2$
Фон Baseline	Норма Normal	Y	14,8 13,2; 23,0	1726,2 1516,7; 2749,8	263,2 251,5; 324,5	5,5 5,0; 6,0
		Z	19,1 14,2; 21,3	2208,4 1569,9; 2487,2	308,4 266,3; 336,6	5,1 4,6; 5,9
		X	17,2 15,0; 23,6	2673,9 2184,4; 3490,5	349,6 316,0; 392,7	5,4 4,8; 5,6
	Иммобилизация Immobilization	Y	30,7** 25,1; 35,3	3759,1** 2990,0; 5233,9	396,3** 359,3; 443,7	5,8 5,4; 7,7
		Z	31,3*** 30,4; 35,9	3512,1*** 3306,5; 4010,5	389,5*** 379,6; 419,5	5,9 5,6; 6,0
		X	37,8*** 34,1; 40,2	4782,0** 4492,4; 6849,7	483,2** 454,6; 539,6	6,1* 5,5; 7,7
СТ ST	Норма Normal	Y	12,8* 8,7; 15,8	1316,9** 960,5; 1781,6	221,0** 177,0; 276,8	6,1 5,9; 6,4
		Z	15,5 11,4; 17,9	1820,7 1407,7; 1891,9	282,6 236,1; 289,2	5,9 5,1; 6,7
		X	10,3*** 8,6; 11,9	1943,8** 1450,3; 2393,6	288,9** 240,6; 319,9	4,9 4,8; 6,4
	Иммобилизация Immobilization	Y	27,3++ 17,3; 31,0	3534,5++ 1826,6; 3790,9	359,5++ 274,0; 387,8	5,7 5,1; 6,7
		Z	26,5***++ 23,9; 33,5	2944,3***++ 2724,1; 3577,9	362,7***++ 339,5; 390,5	5,8 5,4; 6,0
		X	26,5***+++ 23,2; 30,5	4544,0+++ 3164,9; 5187,8	432,5*+++ 375,3; 478,1	5,9+ 5,5; 6,4
РДО RMO	Норма Normal	Y	17,2 14,9; 19,5	1963,9 1746,4; 2458,5	286,9 261,5; 329,3	6,1 5,8; 7,2
		Z	15,5 15,2; 20,1	1962,0 1626,5; 2194,8	291,3 266,1; 304,0	5,7 4,9; 6,2
		X	16,7 15,8; 17,8	2566,8 2440,8; 2968,2	352,1 333,5; 378,6	4,8 4,5; 5,5
	Иммобилизация Immobilization	Y	28,0++ 27,5; 33,6	3169,0++ 2923,0; 4083,4	361,5++ 348,2; 416,6	6,1 5,4; 6,6
		Z	31,1++ 29,1; 35,1	3461,8*+++ 3212,6; 3728,4	389,2++ 370,0; 405,4	5,8 5,4; 6,2
		X	35,1++ 31,1; 38,0	4661,5++ 4177,6; 5307,5	459,9++ 434,1; 505,0	6,1 5,5; 6,8

Окончание табл. 2  
Table 2 (end)

Тест Test	Состояние Functional state	Плоскость Plane	Площадь эллипсоида, м <sup>2</sup> /с <sup>4</sup> S, м <sup>2</sup> /с <sup>4</sup>	Рывок, м <sup>2</sup> /с <sup>5</sup> Jerk, м <sup>2</sup> /с <sup>5</sup>	Длина траектории по ускорению, м/с <sup>2</sup> Path, м/с <sup>2</sup>	Диапазон ускорений, м/с <sup>2</sup> Range, м/с <sup>2</sup>
PP DR	Норма Normal	Y	19,0* 15,9; 19,9	2115,8* 1949,4; 2570,1	299,8* 279,7; 332,9	6,2 5,4; 7,4
		Z	17,6 16,1; 19,3	2099,1 1941,9; 2212,0	306,4 284,1; 315,7	5,5 4,7; 6,7
		X	17,1 16,2; 20,0	2779,9 2677,3; 3334,0	357,7 347,8; 400,0	4,6 4,4; 5,2
	Иммобилизация Immobilization	Y	29,5+ 27,9; 31,2	3391,1+ 3195,7; 4081,4	375,4+ 347,9; 389,2	5,8 5,5; 6,2
		Z	34,4++ 28,2; 36,9	3621,3++ 3283,6; 3894,0	397,8+ 367,5; 408,1	5,9 5,4; 6,2
		X	36,2++ 32,1; 38,0	4802,5+ 4502,1; 5407,7	472,1+ 447,4; 491,9	5,9++ 5,5; 6,0

Примечание: обозначения те же, что в табл. 1; + – различия относительно значений условной «нормы» при  $p \leq 0,05$ ; ++ –  $p \leq 0,01$ ; +++ –  $p \leq 0,001$ .

Note: see Table 1; + – significant differences from standard conditions  $p \leq 0,05$ ; ++ –  $p \leq 0,01$ ; +++ –  $p \leq 0,001$ .

**Обсуждение.** Анализ полученных данных позволяет описать общие и различные процессы и механизмы, отражающиеся в постурально-когнитивной интерференции. Выполнение нескольких задач в состоянии ограниченного движения предъявляет повышенные специфические требования к качеству интеграции зрительной, вестибулярной и соматосенсорной информации центральной нервной системой. Физиологическая связь между структурами ЦНС – лобными долями, таламусом и мозжечком (вниманием, познанием и равновесием) [7], – представлена нейронной сетью – функциональной системой произвольной регуляции позой и движением, отличной в зависимости от вида нарушения функции нейромышечного аппарата. В клинических исследованиях [2] было показано, что изменение постурального баланса при выполнении двух задач, детерминируется типом когнитивной задачи, выполняемой одновременно.

В нашем исследовании наблюдался *градиент сложности тестов* – градация воздействия тестов на постуральный контроль: от высокой («Статическая треморметрия») до относительно низкой нагрузки («РДО»). Причем чем сложнее сенсомоторная задача (чем больше она требует тонкого моторного контроля и/или когнитивных ресурсов), тем более выражено нарушение постуральной устойчивости.

Также можно выделить два типа реакции системы постурального баланса на выполнение тестов в состоянии иммобилизации коленного сустава. Треморметрия способствует дестабилизации постурального контроля, наблюдается переход от тонких корректировок к грубым, высокоамплитудным компенсаторным движениям (взрывной рост показателей Range и Jerk). При низкой и средней нагрузке (тесты «РДО» и «РР») функциональная система переходит к стратегии ригидности, минимизируя общую постуральную активность с целью экономии ресурсов для выполнения основной задачи. Однако эта стратегия менее адаптивна и повышает риск падения при неожиданном внешнем воздействии.

Анализ стабилметрических показателей, полученных при выполнении тестов «РР» и «СТ», указывает, что ограничение в коленном суставе явно затрудняет контроль над боковыми колебаниями (в сагиттальной плоскости). Это логично, так как коленный сустав играет ключевую роль в стабилизации тела во фронтальной плоскости при опоре на одну ногу, а его иммобилизация нарушает эту функцию.

**Заключение.** Проведенный анализ показывает, что иммобилизация коленного сустава приводит не к единообразному ухудшению постурального контроля, а к смене стратегий в зависимости от типа нагрузки: при высокой нагрузке работа функциональной системы характеризуется грубыми постуральными ко-

лебаниями; при умеренной и низкой нагрузке – переходит на ригидную, малоподвижную стратегию.

Обе стратегии являются неэффективными и повышают риск потери равновесия в реальных условиях локомоции. Наибольшую угрозу представляет потеря постурального контроля в сагиттальной плоскости (боковые колебания), что является прямым следствием функционального дефицита иммобилизованной нижней конечности.

Очевидно, что динамический режим (ходьба) является гораздо более чувствительным индикатором постурального дефицита при иммобилизации, чем статический. Нарушения, почти не заметные при стоянии, ярко проявляются при ходьбе. Основная проблема иммобилизованных лиц при ходьбе заключается в утрате способности к тонкой коррекции движений. Система постурального контроля функционирует на пределе, чтобы просто поддерживать базовую ходьбу, и у нее не остается ресурсов для повышения контроля (как у «Нормы» в тесте «СТ») или для эффективного подавления помех (как в тесте «РР»).

Резкий рост таких параметров, как Jerk (рывок) и Path (длина траектории), указывает на высокую энергозатратность ходьбы в условиях иммобилизации. Каждый шаг требует множества грубых корректирующих движений туловищем. Адаптивная реакция организма на условия постурально-когнитивной интерференции представлены комбинацией высоких показателей неустойчивости и энергозатратности. Последние рассматриваются как причина повышенного риска падений у данной категории лиц, особенно в условиях необходимости одновременного выполнения каких-либо действий при ходьбе (разговор, реакция на сигнал).

Реабилитация пациентов с иммобилизацией нижней конечности должна включать тренировку постурального контроля именно в условиях ходьбы. Необходимо отрабатывать согласованные движения корпуса и рук, ходьбу с одновременным выполнением когнитивных задач, а также тренировать устойчивость к внешним возмущениям с целью формирования адаптивных и экономичных стратегий динамического равновесия.

#### Список литературы / References

1. Baer J.L., Cohen R.G. Does neck flexion improve performance? Effects on reaction time depend on whether responses are expected. *SN Applied Sciences*, 2023, vol. 5, art. ID 106. DOI: 10.1007/s42452-023-05335-6
2. Borji R., Laatar R., Zarrouk N. et al. Cognitive-motor interference during standing stance across different postural and cognitive tasks in individuals with Down syndrome. *Research in Developmental Disabilities*, 2023, vol. 139, art. ID 104562. DOI: 10.1016/j.ridd.2023.104562
3. Chamard Witkowski L., Mallet M., Bélanger M. et al. Cognitive-Postural Interference in Multiple Sclerosis. *Frontiers in Neurology*, 2019, vol. 10, art. ID 913. DOI: 10.3389/fneur.2019.00913
4. Chen J., Kwok A.P.K., Li Y. Postural control and cognitive flexibility in skilled athletes: Insights from dual-task performance and event-related potentials. *Brain Research Bulletin*, 2024, vol. 212, art ID 110957. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2024.110957
5. Dhillon S.K., Venkataraman S., Chanu A.R. et al. A cross-sectional study to assess dual-task interference in postural control in people with lower limb amputation. *Gait and Posture*, 2024, vol. 113, pp. 204–208. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2024.06.013
6. Jeong Y., Jeong H., Han D.W. et al. Effects of postural loading during static posture holding on concurrent executive function task performance. *Applied Ergonomics*, 2025, vol. 126, art. ID 104501. DOI: 10.1016/j.apergo.2025.104501
7. Ruggieri S., Fanelli F., Castelli L. et al. Lesion symptom map of cognitive-postural interference in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 2018, vol. 24, pp. 653–62. DOI: 10.1177/1352458517701313
8. Stephenson M.L., Ostrander A.G., Norasi H., Dorneich M.C. Shoulder Muscular Fatigue From Static Posture Concurrently Reduces Cognitive Attentional Resources. *Human Factors*, 2020, vol. 62(4), pp. 589–602. DOI: 10.1177/0018720819852509
9. Vahid R.M., Inanlua M., Yekaninejad M.S., Khanmohammadi R. The effect of different types of cognitive tasks on postural sway fluctuations in older and younger adults: A nonlinear study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2024, vol. 37, pp. 63–69.

***Информация об авторах***

**Байгужина Ольга Вадимовна**, кандидат биологических наук, доцент кафедры спортивного совершенствования, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

**Бурнашов Ярослав Владимирович**, студент кафедры теории и методики физической культуры и спорта, лаборант УНИД, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

**Павлов Михаил Сергеевич**, студент, лаборант-исследователь, Научно-исследовательский центр спортивной науки, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

***Information about the authors***

**Olga V. Baiguzhina**, Candidate of Biological Sciences, Associate Professor of the Department of Athletic Performance Enhancement, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

**Yaroslav V. Burnashov**, Student, Department of Theory and Methods of Physical Education and Sport, Laboratory Assistant, Office of Research and Innovation Services, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

**Mikhail S. Pavlov**, Student, Laboratory Researcher, Research Institute for Sports Science, Institute of Sport, Tourism and Service, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

***Вклад авторов:***

Все авторы сделали эквивалентный вклад в подготовку публикации.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

***Contribution of the authors:***

The authors contributed equally to this article.

The authors declare no conflict of interests.

***Статья поступила в редакцию 12.08.2025***

***The article was submitted 12.08.2025***