

DOI: 10.7868/S2658655X26010065
УДК 612

Экспериментальные статьи

Взаимосвязь устойчивости вертикальной позы с подвижностью стоп и тактильной чувствительностью подошвы у гимнасток

А.А. Мельников^{1,*}, С.Д. Шипунов¹

¹Российский университет спорта “ГЦОЛИФК”, Москва, Российская Федерация
*E-mail: meln1974@yandex.ru

Аннотация. В статье исследована взаимосвязь поструральной устойчивости с подвижностью стопы и тактильной чувствительностью подошвы у спортсменок, занимающихся художественной и эстетической гимнастикой ($n = 16$), и не гимнасток ($n = 16$). Устойчивость вертикальной позы оценивали в стойках на стабиллоплатформе (Stp) и подвижной по сагиттали и фронтالي пресс-папье (SS) с открытыми (EO) и закрытыми глазами (EC); максимальные амплитуды плантарного сгибания (PF) и дорсального разгибания стоп регистрировали на видео и анализировались в приложении Kipovea; порог тактильной чувствительности подошвы определяли с помощью монофиламентов Semmes-Weinstein. Линейные скорости колебаний центра давления (LV) в стойке на Stp с EO и EC у гимнасток были повышены, а в стойке на SS подвижной по сагиттали с EO – снижены. Амплитуды PF обеих стоп у гимнасток были повышены ($p < 0.001$) и положительно коррелировали ($r = 0.39–0.46$, $p < 0.05–0.01$) с LV в стойке на Stp. Средние пороги тактильной чувствительности обеих подошв у гимнасток были снижены ($p < 0.05–0.01$) за счет головки пятой плюсневой кости, средней и пяточной частей стоп и положительно коррелировали ($r = 0.36–0.72$, $p < 0.05–0.01$) с LV в стойках на SS с EO. Тактильная чувствительность оставалась независимо от PF связана со степенью прироста площади и скорости колебаний тела на SS-EO относительно Stp-EO. Таким образом, повышенные скорости колебаний тела в привычных тестах на устойчивой опоре у гимнасток, отражающие высокое напряжение регуляции позы, связаны с гипермобильностью голеностопного сустава, что, вероятно, обусловлено сниженной проприоцептивной чувствительностью несократительных структур голеностопа во время обычных колебаний тела. Напротив, высокая тактильная чувствительность подошвы, а также эффективность использования зрительной информации для пострурального контроля обеспечивают высокую устойчивость позы в стойках на подвижных опорах у гимнасток.

Ключевые слова: устойчивость позы, стабилография, равновесие, тактильная чувствительность, гибкость голеностопа, художественные гимнастки

Финансирование. Данная работа выполнялась за счет бюджета Российского университета спорта “ГЦОЛИФК”.

Соблюдение этических стандартов. Все процедуры, выполненные в исследованиях с участием людей, соответствуют этическим стандартам национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 года и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики. От каждого из включенных в исследование участников было получено письменное информированное добровольное согласие. Все процедуры исследования были одобрены Этическим комитетом Российского университета спорта “ГЦОЛИФК” (протокол № 1 от 1 сентября 2023 г.).

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

Вклад авторов в публикацию. МАА – разработка идеи и дизайна исследования, статистическая обработка данных, подготовка рукописи; ШСД – проведение экспериментов, первичная обработка результатов экспериментов, статистический анализ данных, подготовка иллюстраций, редактирование рукописи.

Ссылка для цитирования: Мельников А.А., Шипунов С.Д. Взаимосвязь устойчивости вертикальной позы с подвижностью стоп и тактильной чувствительностью подошвы у гимнасток. *Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова / Russian Journal of Physiology.* 2026. Т. 112. № 1. С. 194–224. <https://doi.org/10.7868/S2658655X26010065>

DOI: 10.7868/S2658655X26010065

Experimental articles

The Relationship between Upright Postural Stability, Foot Mobility, and Plantar Tactile Sensitivity in Female Gymnasts

A.A. Melnikov^{1,*}, S.D. Shipunov¹

¹*Russian University of Sports “GTSOLIFK”, Moscow, Russian Federation*

**E-mail: meln1974@yandex.ru*

Abstract. The article investigated the relationship of postural stability with foot mobility and tactile sensitivity of the sole in female athletes engaged in rhythmic and aesthetic gymnastics ($n = 16$) and non-gymnasts ($n = 16$). The stability of the vertical posture was assessed during standing on stable-platform (Stp) and on sagittally and frontally movable see-saw (SS) with open (EO) and closed eyes (EC); the maximum amplitudes of plantar flexion (PF) and dorsal extension of the foot were recorded on video and analyzed in the Kinovea application; The threshold of tactile sensitivity of the sole was determined using Semmes-Weinstein monofilaments. The linear velocities of fluctuations of the center of pressure (LV) on Stp with EO and EC were increased in gymnasts, and during standing on SS movable sagittally with EO were reduced. The PF amplitudes of both feet in gymnasts were increased ($p < 0.001$) and positively correlated ($r = 0.39–0.46$, $p < 0.05–0.01$) with LV in the Stp stance. The average thresholds of tactile sensitivity of both feet in gymnasts were reduced ($p < 0.05–0.01$) due to the head of the fifth metatarsal bone, the middle and heel parts of the feet and positively correlated ($r = 0.36–0.72$, $p < 0.05–0.01$)

with LV in SS stands with EO. Tactile sensitivity correlated to the degree of increase in the ellipse area and velocity of body fluctuations in the SS relative to Stp independently of PF. Thus, the increased body sway velocities in standard tests on a stable support in gymnasts, which reflect high postural control strain, are associated with ankle hyperlaxity. This association is likely due to reduced proprioceptive sensitivity of the ankle's non-contractile structures during routine body sway. On the contrary, the high tactile sensitivity of the sole, as well as the effectiveness of using visual information for postural control, ensures high postural stability during stands on movable supports for gymnasts.

Keywords: stability of posture, stabilography, balance, tactile sensitivity, ankle flexibility, artistic gymnasts

Funding. This work was supported by the budget of the Russian University of Sport “GTSOLIFK”.

Ethics declarations. All procedures performed in studies involving human participants were in accordance with the ethical standards of the national research committee and with the 1964 Helsinki Declaration and its later amendments or comparable ethical standards. Written informed consent was obtained from all individual participants involved in the study. All study procedures were approved by the Ethics Committee of the Russian University of Sport “GTSOLIFK” (Protocol No. 1 of September 1, 2023).

Conflict of interests. The authors declare that there is no obvious or potential conflict of interests associated with the publication of this article.

Authors contribution. MAA — study conception and design, statistical data processing, and manuscript preparation; ShSD — experimentation, initial processing of experimental results, statistical data analysis, preparation of figures, and manuscript editing.

For Citation: Melnikov A.A., Shipunov S.D. The Relationship between Upright Postural Stability, Foot Mobility, and Plantar Tactile Sensitivity in Female Gymnasts. *Rossiiskii fiziologicheskii zhurnal imeni I.M. Sechenova / Russian Journal of Physiology.* 2026;112(1):194–224. (In Russ.) <https://doi.org/10.7868/S2658655X26010065>

ВВЕДЕНИЕ

Исследование механизмов повышения постуральной устойчивости у спортсменов имеет важное значение для совершенствования тренировочного процесса и улучшения спортивных результатов, а также снижения рисков спортивных травм. Считается, что тренировка в художественной и эстетической гимнастике совершенствует механизмы регуляции статического равновесия вертикальной позы, причем более эффективно в сложных условиях стояния [1–3]. В частности, показано, что юные гимнастки совершали меньше колебаний общего центра давления в стойке на подвижной пресс-папье по сравнению с танцорами балета и не спортсменками [1]. По данным Gautier с соавт., гимнасты более эффективно минимизировали колебания тела и особенно головы во время возмущающего баланс визуального потока [2]. При сравнении художественных и спортивных гимнасток установлено, что представительницы обоих стилей более устойчивы в стойке на податливой опоре — поролоновом коврикe, чем не спортсменки [3].

Более эффективную регуляцию вертикальной позы в наклонном вперед положении тела за счет уменьшения высокочастотного компонента колебаний общего центра давления (ОЦД), отражающего быстрые рефлекторные механизмы регуляции периферического и локального уровня, были выявлены у художественных гимнасток в работе Opala-Berdzik с соавт. [4]. Несмотря на вышеперечисленные работы, наши исследования [5], а также современные работы других авторов выявили негативные особенности регуляции позы у художественных гимнасток [6] или у танцоров балета – спортсменок, тренирующих схожие с гимнастическими способности [7]. В частности, в недавнем лонгитудинальном наблюдении в течение годичного цикла у эстетических гимнасток высокой квалификации (часть сборной РФ) нами показана сниженная устойчивость позы в стойке на подвижных по сагиттали и фронтالي пресс-папье в конце годичного цикла [5]. De Mello с соавт. обнаружили повышенные скорости колебаний ОЦД у профессиональных балерин в моноопорной стойке с закрытыми глазами, что указывало на зависимость пострурального контроля от зрительной информации [7]. Повышенная скорость ОЦД во фронтальной плоскости в обычной биопорной позе с открытыми глазами у юных (10–13 лет) акробатов национального уровня была обнаружена в другом исследовании [6]. В систематическом обзоре поструральной устойчивости у танцоров балета было выявлено, что в целом способность к поструральному равновесию по мере танцевального стажа повышается, однако устойчивость в стойке с закрытыми глазами чаще снижена, а регуляция позы зависима от визуальной информации [8]. Следовательно, у художественных и эстетических гимнасток, а также у балерин развиваются как позитивные, способствующие равновесию позы, механизмы, так и негативные явления, снижающие эффективность регуляции позы в некоторых условиях стояния, что требует их детального изучения.

Поддержание устойчивого пострурального равновесия зависит от многих факторов, включающих точность и чувствительность различных сенсорных систем, предпочтительность их использования для поструральной регуляции, процессы интеграции сенсорной информации в центральной нервной системе, особенности опорно-двигательного аппарата, в частности, голеностопного сустава и другие факторы [8–10]. Отличительными особенностями тренировочного процесса спортсменок-гимнасток является занятия без обуви на мягком ковре, что будет стимулировать развитие тактильной чувствительности подошвы. Известно, что регуляция позы в значительной мере использует эту важную тактильную информацию о локализации, распределении и перемещениях центра давления по площади стоп для оценки равновесия тела и предполагаемых рисках потери баланса [11]. Нарушение этой чувствительности ведет к резкому ухудшению регуляции равновесия и повышает колебания тела [11, 12]. Однако взаимосвязь между тактильной чувствительностью подошвы и устойчивостью позы у гимнасток до настоящего времени практически не исследована. Мы полагаем, что тактильная чувствительность будет повышена и связана с показателями пострурального равновесия у гимнасток. Кроме того, художественные гимнастки отличаются выраженным развитием подвижности суставов тела и нижних конечностей [13], в том числе голеностопного [14], ключевого сустава, в котором происходят колебания всего тела в соответствии с моделью “перевернутого маятника” [9]. Мы полагаем, что эта особенность голеностопа у гимнасток может снижать устойчивость позы, поскольку в ряде работ показаны отрицательные корреляции между подвижностью стопы и поструральной устойчивостью в статических позах у спортсменов [10, 15],

однако таких исследований на гимнастках пока не проводилось. Цель работы — исследовать взаимосвязь устойчивости вертикальной позы с подвижностью стоп и тактильной чувствительностью подошвы у гимнасток.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Испытуемые. В исследовании приняли добровольное участие 16 девушек (группа “Гимнастки”), занимающихся эстетической ($n = 9$) и художественной ($n = 7$) гимнастикой. Критериям включения в группу “Гимнастки” были стаж занятий художественной гимнастикой не менее 3 лет, текущий уровень занятий гимнастикой — не менее 3 раз в неделю, а также отсутствие травм нижних конечностей в течение более 2 месяцев. В группу сравнения (“Контроль”) были набраны здоровые спортсменки ($n = 16$), в тренировочном процессе которых не было упражнений с направленностью на развитие подвижности стопы в течение более 3 предшествующих лет: теннисистки ($n = 4$), волейболистки ($n = 3$), легкоатлетки ($n = 4$), лыжницы ($n = 3$) и представительницы гребли ($n = 2$). Группы не отличались по возрасту (20.9 ± 3.8 лет в Контроле и 19.7 ± 0.7 лет у Гимнасток, $p = 0.213$), длине тела (168.9 ± 8.1 см в группе Контроль и 165.7 ± 5.7 см у Гимнасток, $p = 0.245$). Однако гимнастки отличались большими величинами спортивного стажа (11.7 ± 3.9 лет у Гимнасток и 8.2 ± 4.6 лет в группе Контроль, $p = 0.026$) и объема недельной тренировочной нагрузки (10.5 ± 5.5 ч в группе Контроль и 17.3 ± 8.6 ч у Гимнасток, $p = 0.011$), а также тенденцией к меньшей массе тела (62.2 ± 9.5 кг в группе Контроль и 56.9 ± 4.4 кг у Гимнасток, $p = 0.078$). Важно отметить, что группы были сопоставимы по общей спортивной активности: обе обладали значительным спортивным стажем и высокими текущими тренировочными нагрузками. Поскольку многие виды спорта развивают навыки регуляции вертикальной позы [16], сравнение гимнасток со спортсменками других специализаций позволит выявить специфические особенности, обусловленные тренировками без обуви и целенаправленным развитием гибкости суставов нижних конечностей.

Методы. Анализ устойчивости вертикальной позы проводили с использованием АПК “Стабилан-01-2” с программным обеспечением StabMed2 (ОКБ “Ритм”, Россия) в биопорной “европейской стойке” (руки свободно висят вдоль туловища, пятки стоп располагаются вместе на расстоянии 2 см, носки разведены врозь под углом 30 градусов) с открытыми (ЕО) и закрытыми (ЕС) глазами на разных опорах: 1) в основной стойке на твердой стабиллоплатформе (Stp) с ЕО (Stp-ЕО, 30 с) и затем с ЕС (Stp-ЕС, 30 с); 2) в основной стойке на подвижной во фронтальной плоскости пресс-папье (see-saw, SSf), высотой $h = 10$ см и радиусом кривизны $r = 60$ см с ЕО (SSf-ЕО, 30 с), и затем с ЕС (SSf-ЕС, 30 с); 3) в основной стойке на подвижной в сагитальной плоскости пресс-папье (SSs) с ЕО (SSs-ЕО, 30 с) и затем с ЕС (SSs-ЕС, 30 с). Тесты разделялись 30-секундным интервалом отдыха. Все постральные тесты были опробованы перед контрольным измерением дважды. Для анализа устойчивости вертикальной позы использованы интегральные статистические показатели колебаний общего центра давления (ЦД): доверительная (95%) площадь эллипса ($EIAg$, mm^2), включающая основную часть площади опоры, в которой перемещается ЦД тела, и линейная средняя скорость (LV, мм/с) колебаний ЦД как отношение общей длины пути ЦД ко времени теста. Хотя оба стабиллографических показателя, как правило, положительно взаимосвязаны,

EIAg, по данным некоторых авторов, в большей мере характеризует интегральную устойчивость позы, а LV – активность механизмов поддержания устойчивости, включая стратегию и “энергичность” постуральных корректировок [17, 18]. Например, тренировка баланса вызывает совершенствование регуляции позы, выражающееся в снижении как LV, так и EIAg [19], однако стабилизация позы за счет предоставления визуальной обратной связи проявляется как уменьшение EIAg, но увеличение LV и частоты колебаний [20].

Для оценки способности интегрировать различную сенсорную информацию с целью стабилизации позы были рассчитаны следующие индексы: 1) отношения EIAg и LV в стойке с ЕС к показателям в стойке с ЕО во всех постуральных тестах ($EIAg-EC/EO$ (%) $LV-EC/EO$ (%)), выраженные в % к уровню в стойке с ЕО. Например, $EIAg-EC/EO$ (%) = $(EIAg-EC - EIAg-EO) / EIAg-EO \times 100$; 2) отношения EIAg и LV в стойке на пресс-папье (SS) к показателям в стойке на стабиллоплатформе (Stp) ($EIAg-SS/Stp$ (%) и $LV-SS/Stp$ (%)) в стойках с ЕО и в стойках с ЕС, выраженные в %, к уровню на стабиллоплатформе с соответствующим положением глаз. Например, $EIAg-SS/Stp$ (%) = $(EIAg-SS - EIAg-Stp) / EIAg-Stp \times 100$. Значительный прирост стабиллографических показателей в стойке с ЕС относительно стойки с ЕО указывает на зависимость регуляции позы от зрительной информации и/или низкую способность к переключению контроля от предпочтительного использования зрительной к соматосенсорной информации [3, 21, 22].

Выраженный прирост отношений $EIAg-SS/Stp$ и $LV-SS/Stp$, то есть в стойках на пресс-папье к стойке на стабиллоплатформе, свидетельствует о зависимости регуляции позы от соматосенсорных сигналов из голеностопного сустава, а также сниженной способности к интеграции сенсорной информации, в частности, вестибулярных и зрительных сигналов (при ЕО) для стабилизации позы на неустойчивой опоре [12, 23]. Действительно, считается, что в стойке на пресс-папье вследствие нарушения соответствия голеностопного угла с реальной вертикалью тела снижается ценность проприоцептивных сигналов от голеностопа, но возрастает вклад проприоцептивных сигналов из других частей тела, а также влияние вестибулярной и зрительной (при доступности) информации [23], а также тактильных импульсов от подошвы [24].

Измерение амплитуды сгибаний и разгибаний стоп в голеностопном суставе. Измерение максимальной амплитуды (градусов) активного плантарного сгибания (PF) и дорсального разгибания (DF) обеих стоп проводилось лежа на кушетке, на спине, ноги были выпрямлены в коленном суставе, сгибания в коленном и тазобедренном суставах во время тестовых движений стопы не допускалось. С целью фиксации точек, необходимых для последующего наложения сторон угломера, к латеральной лодыжке, к выступу основания мизинца и на латеральной поверхности голени в средней трети по линии малоберцовой кости крепились ЭКГ-электроды “кнопка” (рис. 1). Из исходного вертикального положения стопы (рис. 1а), которое контролировалось с помощью исследователя, испытуемый выполнял три плантарных сгибаний (рис. 1б), а затем три дорсальных разгибаний. Движение стопы фиксировалось на видео стационарно установленным на расстоянии одного метра от объекта мобильным телефоном перпендикулярно к полу. Ось камеры находилась также перпендикулярно плоскости расположения конечности. Тестирование проводилось при стандартном освещении двумя светодиодными лампами. Затем максимальная амплитуда движений стопы определялась с помощью компьютерного приложения Kinovea 2023.1.2. Для дальнейшего

анализа использовалась лучшая попытка. По данным работы [25], методика определения суставных углов с помощью видеосъемки под прямым углом и приложения Kinovea показывает отличную надежность (ICC: intra-rater > 0.85, inter-rater > 0.90 для суставных углов), а ошибка по сравнению с видеосистемой “Vicon” при анализе углов нижней конечности в фазе контакта при ходьбе составляет 2.5–5.5 градусов при динамических движениях и еще ниже – при статических положениях, что позволяет сказать об отличной валидности метода стандартной видеозаписи с использованием Kinovea.

Измерение порога тактильной чувствительности подошвы стоп. Для оценки тактильной чувствительности подошвы стоп определяли пороги субъективной чувствительности надавливания тонких нейлоновых монофиламентов Semmes-Weinstein (Fabrication Enterprises, США) стандартизированной упругости, создающие силу надавливания, эквивалентную 0.008, 0.02, 0.04, 0.07, 0.16, 0.4, 0.6 грамм-силам (г) на девять участков подошвенной части левой и правой стоп, выбранных по рекомендациям международной исследовательской группы [26]: 1-й, 3-й, 5-й подушечки пальцев; головки 1-й, 3-й, 5-й плюсневых костей; медиальная и латеральная средняя часть подошвы; пятка (рис. 2а).

Измерения проводились в одном помещении при стандартной комнатной температуре (21–22 °С) и нормальной влажности (35–45%). За день до измерений участнице исследования запрещалось смазывать стопы любыми кремами, а перед тестированием – пользоваться водными или увлажняющими стопы процедурами. Испытуемая лежала в удобном положении на кушетке на животе, лицом вниз с оголенными голенями ниже колена и после температурной адаптации (10 мин) сообщала о надавливании монофиламента в определенный участок стопы, которую она не видела. Надавливание происходило в случайном порядке на разные участки подошвы стопы, обозначенных номерами: 1л–9л для левой и 1п–9п – для правой стопы. Испытуемая сообщала номер участка, на которую надавливал экспериментатор (рис. 2б). Предварительно было 3–5 опробований. В каждом участке кожи подошвы определялось минимальное значение монофиламента, нажатие на кожу которым ощущала испытуемая. Для оценки интегральной кожной чувствительности определялась средняя арифметическая чувствительности для всей подошвы.

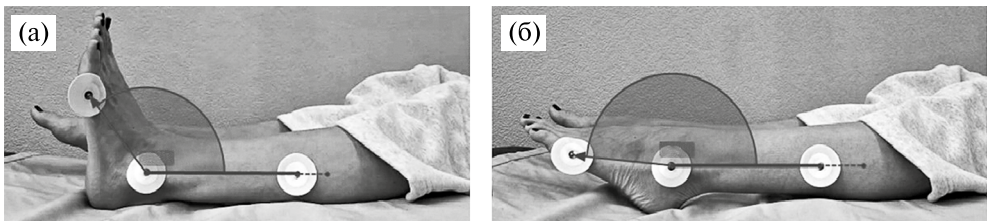


Рис. 1. Измерение амплитуды плантарного сгибания стопы в голеностопном суставе с использованием приложения Kinovea. (а) – исходное положение стопы, показан исходный угол голеностопного сустава; (б) – положение максимального плантарного сгибания стопы. Угол плантарного сгибания определяется вычитанием из угла “b” угла “a”

Fig. 1. Measuring the amplitude of plantar flexion of the foot in the ankle joint using the Kinovea application. (a) – the initial position of the foot, showing the initial angle of the ankle joint; (b) – the position of maximum plantar flexion of the foot. The angle of plantar flexion is determined by subtracting angle “a” from angle “b”

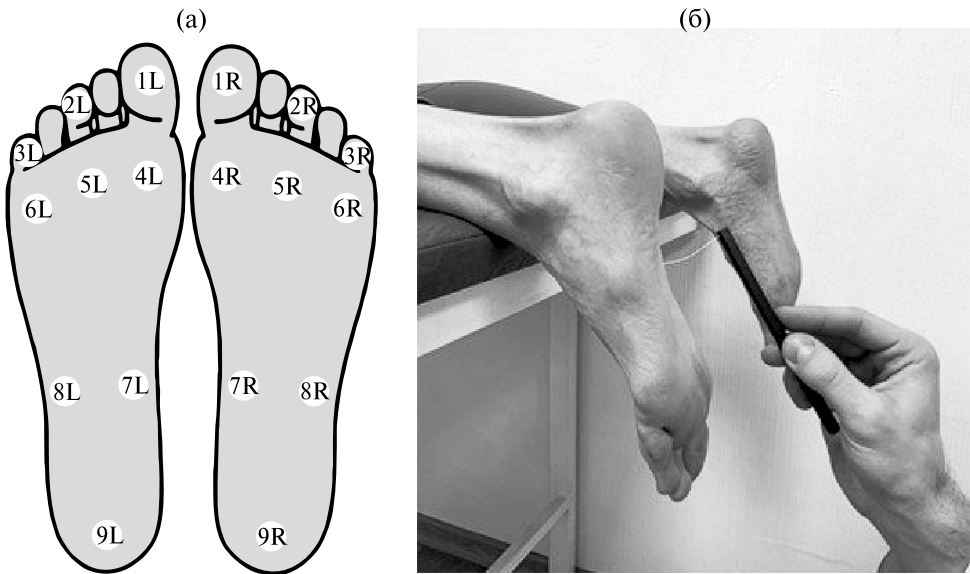


Рис. 2. (а) – локальные участки левой (L) и правой (R) подошвы, в которых оценивался порог тактильной чувствительности; (б) – момент надавливания монофиламентом на участок подошвы

Fig. 2. (a) – Local areas of the left and right soles, in which the threshold of tactile sensitivity was assessed. (b) – The moment when the monofilament is applied to the sole area

Испытуемой осуществляли трехкратное прикосновение в течение 2 с под углом 90° до небольшого прогиба монофиламента. Для исключения случайных правильных ответов испытуемая должна была назвать верный стимулируемый участок неоднократно (≥ 2 раз). Во всех точках обследование начиналось с монофиламента 0.008 г, в случае, если после 3-кратного прикосновения оно не ощущалось, последовательно переходили к следующему, более упругому монофиламенту до тех пор, пока не возникало ощущение прикосновения у испытуемой. Для анализа использовали минимальные пороги тактильной чувствительности в каждом из девяти участков левой (Л1–Л9) и правой (П1–П9) подошв, а также средние значения (Л1–9 и П1–9) по всем точкам подошвы стопы. Чем меньше в граммах было ощущаемое давление, тем выше тактильная чувствительность подошвы у испытуемой.

Статистика. Все показатели за исключением подвижности стоп имели ненормальное распределение, установленное критерием Shapiro–Wilk, и представлены как медиана, межквартильный размах, максимальное и минимальное значение (Me [Q1, Q3] max–min). Поэтому межгрупповые сравнения устойчивости позы, тактильной чувствительности выполнены с использованием критерия Mann–Whitney и *t*-критерия Стьюдента – для показателей подвижности стопы. Для оценки статистической мощности проведенных сравнений был выполнен *post-hoc*-анализ (далее *p-hPW*, от *post-hoc statistical Power*) для ключевых переменных, по которым были обнаружены значимые различия. Расчеты проводились в среде Python с использованием библиотек pandas, numpy и scipy. Мощность оценивалась с применением bootstrap-подхода (1000 итераций): на каждой итерации из исходных данных групп формировались случайные подвыборки с возвращением того же размера,

после чего для них применялся U-критерий Манна–Уитни. Итоговая мощность рассчитывалась как доля итераций, в которых достигался уровень статистической значимости $p < 0.05$. Взаимосвязь стабиллографических показателей с подвижностью стопы и тактильной чувствительностью определялась непараметрической корреляцией Спирмена. Сила корреляций оценивалась согласно принятым критериям в физиологии и медицине [27]: значения ниже 0.39 считались слабыми, 0.4–0.69 – умеренными, 0.7–0.9 – сильными и >0.9 – очень сильными.

Для выявления независимых корреляций степени прироста отношение $EIAr-EC/EO-SSf$ и $LV-EC/EO-SSs$ и степени прироста отношение $EIAr-SS/Str$, $LV-SS/Str$ в стойках на пресс-папье относительно стоек на стабиллоплатформе с подвижностью стоп и порогами тактильной чувствительности подошв использовалась множественная регрессия. Все параметры перед множественной регрессией были нормализованы с помощью Вох-Сох-преобразования. Расчеты выполнены в программе Statistica 12.5 StatSoft.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Устойчивость вертикальной позы в стойке на стабильной опоре. $EIAr$ у гимнасток практически не отличалась от контрольной группы в стойках на Str и SS (рис. 3). Только в стойке на SSf с EO выявлена тенденция к меньшей $EIAr$ у гимнасток по сравнению с группой Контроль (Гимнастки: 352 [324–471] mm^2 vs Контроль: 287 [241–363] mm^2 , $U = 78$, $p = 0.062$). Однако LV у гимнасток в стойке на Str с EO (Гимнастки: 9.70 [7.93–12.4] mm/c vs Контроль: 7.89 [6.62–8.3] mm/c , $U = 62.5$, $p = 0.014$, $p-hPW = 0.73$) и с EC (Гимнастки: 15.2 [10.9–19.1] mm/c vs Контроль: 11.8 [9.3–14.7] mm/c , $U = 74$, $p = 0.044$, $p-hPW = 0.55$) были выше, а в стойке на SSs с EO (Гимнастки: 19.2 [15.2–23.0] mm/c vs Контроль: 23.9 [20.4–26.6] mm/c , $U = 69$, $p = 0.027$, $p-hPW = 0.62$) – ниже, чем в группе Контроль (рис. 4). Таким образом, устойчивость позы по $EIAr$ у гимнасток практически во всех поструральных тестах не различалась, а активность механизмов поддержания устойчивости и скорость поструральных коррекций, по данным LV , в стойке на Str были выше и только на подвижной пресс-папье с EO – ниже, чем в группе Контроль. Однако с учетом невысоких уровней мощности этих статистических сравнений в наших группах ($p-hPW = 0.55–0.73$) необходимы дополнительные подтверждения данных фактов на больших выборках спортсменов.

Степень прироста $EIAr$ и LV в стойках с EC относительно стоек с EO в поструральных тестах ($EIAr-EC/EO$ и $LV-EC/EO$). Величины $EIAr-EC/EO$ у гимнасток были выше, чем в группе Контроль, только в стойке на SSf (Гимнастки: 754 [593–1160] % vs Контроль: 461 [309–545] %, $U = 63$, $p = 0.015$, $p-hPW = 0.71$, рис. 5), в стойке на Str и SSs различий не было. Средний прирост $EIAr-EC/EO$ в трех стойках: на $Str-EC$, $SSf-EC$ и $SSs-EC$, взятых вместе, у гимнасток был выше, чем в группе Контроль (Гимнастки: 559 [383–733] % vs Контроль: 372 [249–440] %, $U = 72$, $p = 0.036$). Схожие данные получены по отношению $LV-EC/EO$: у гимнасток этот индекс в стойке на $SSs-EC$ был выше, чем в группе Контроль (Гимнастки: 207 [166–266] % vs Контроль: 153 [125–182] %, $U = 63$, $p = 0.015$, $p-hPW = 0.71$, рис. 6). Средний прирост LV в трех стойках: на $Str-EC$, $SSf-EC$ и $SSs-EC$, взятых вместе, у гимнасток был выше, чем в группе Контроль (Гимнастки: 144 [124–195] % vs Контроль: 117 [95–135] %, $U = 67$, $p = 0.023$). Таким образом, увеличение стабиллографических показателей при лишении зрительной информации у гимнасток было выше, чем у не гимнасток,

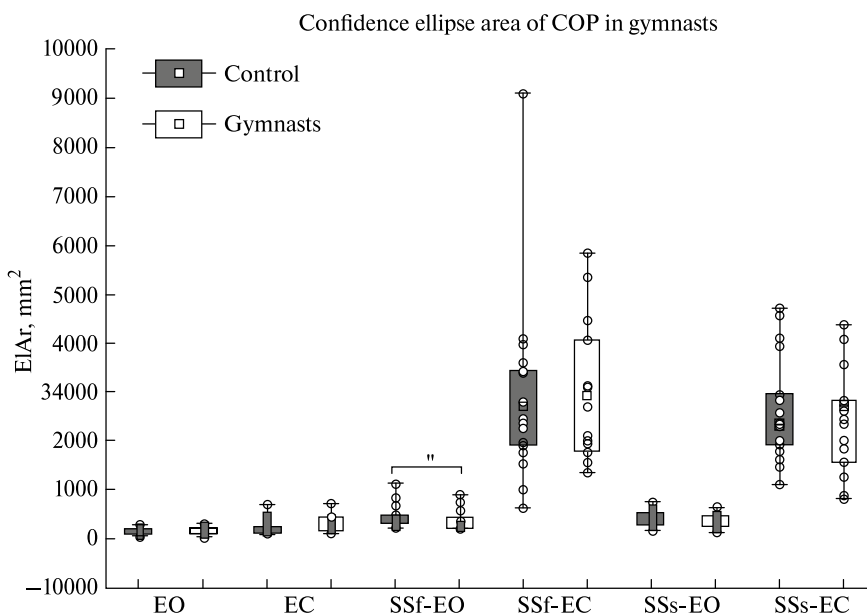


Рис. 3. Доверительная площадь колебаний ЦД (EIAr) у гимнасток (Gymnasts) в позуальных тестах ($Me \pm 25\%Q - 75\%Q \pm Min - Max$). EO – стойка на стабильной платформе с открытыми глазами, EC – стойка на стабильной платформе с закрытыми глазами, SSf-EO – стойка на пресс-папье (See-Saw), подвижной по фронтالي с открытыми глазами, SSf-EC – стойка на пресс-папье, подвижной по фронтالي с закрытыми глазами, SSs-EO – стойка на пресс-папье, подвижной по сагиттале с открытыми глазами, SSs-EC – стойка на пресс-папье, подвижной по сагиттале с закрытыми глазами. “ – $p < 0.1$ по сравнению с Контролем в тесте SSf-EO по U-критерию Mann–Whitney

Fig. 3. The ellipse area of the center of pressure fluctuations (EIAr) in gymnasts in postural tests ($Me \pm 25\%Q - 75\%Q \pm Min - Max$). EO – a stance on a stabiloplatform with eyes open, EC – a stance on a stabiloplatform with eyes closed, SSf-EO – a stance on a see-saw, frontally movable with eyes open, SSf-EC – a stance on a see-saw, frontally movable with eyes closed, SSs-EO – a stance on a see-saw, sagittally movable with eyes open, SSs-EC – a stance on a see-saw, sagittally movable with eyes closed. “ – $p < 0.1$ compared to the Control in the SSf-EO test according to the Mann–Whitney U-Test

но в связи с тем, что величины p -hPW этих сравнений были немного меньше 0.8, то для получения схожих результатов в будущем, вероятно, необходимы будут более многочисленные выборки.

Степень прироста EIAr и LV в стойках на подвижной пресс-папье относительно устойчивой стабиллоплатформы. Переход с устойчивой Str на качающуюся SS привел к увеличению EIAr в группах. Но приросты EIAr-SSs/Str с EO (Гимнастки: 115 [40–213] % vs Контроль: 139 [101–370] %, $U = 83$, $p = 0.094$, p -hPW = 0.42, рис. 7) и EIAr-SSf/Str с EO (Гимнастки: 69 [14–219] % vs Контроль: 230 [124–324] %, $U = 66$, $p = 0.020$, p -hPW = 0.67) у гимнасток были меньше, чем у спортсменок контрольной группы. Приросты EIAr в стойках с EC на SSf, подвижной по фронтали у гимнасток не различались, а на SSs-EC, подвижной по сагиттале, были ниже на уровне тенденции (Гимнастки: 752 [381–1237] % vs Контроль: 1064 [837–1500] %, $U = 80$,

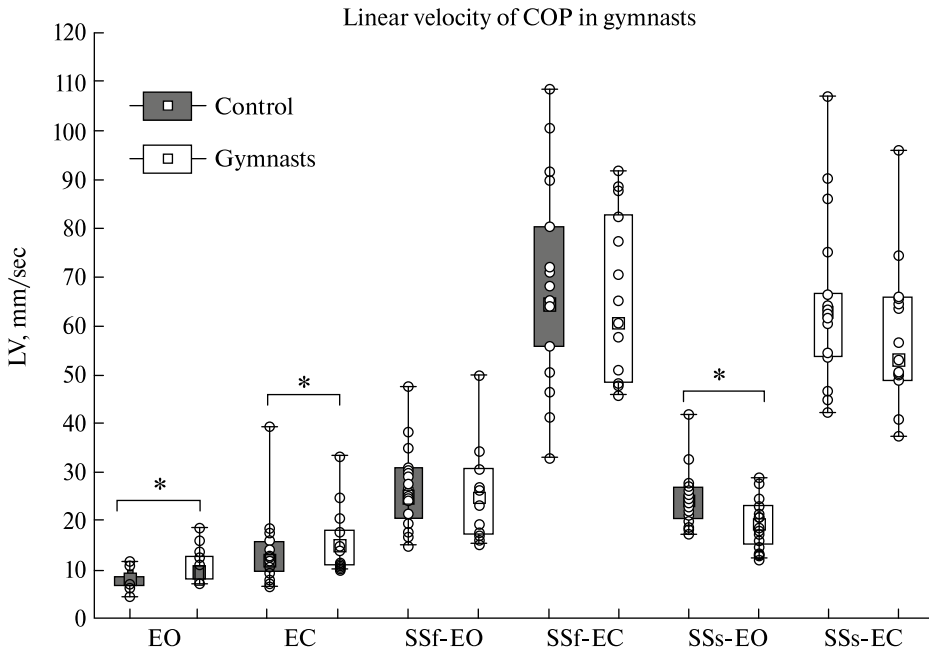


Рис. 4. Линейная средняя скорость колебаний ЦД (LV) у гимнасток (Gymnasts) в постральных тестах ($Me \pm 25\%Q - 75\%Q \pm Min - Max$). Обозначения соответствуют рис. 1. * - $p < 0.05$ по сравнению с группой Контроль в соответствующих постральных тестах по U-критерию Mann-Whitney

Fig. 4. Linear average velocity of the center of pressure fluctuations (LV) in gymnasts in postural tests ($Me \pm 25\%Q - 75\%Q \pm Min - Max$). The designations correspond to Fig. 1. * - $p < 0.05$ compared to the Control in the corresponding postural tests according to the Mann-Whitney U-Test

$p = 0.073$, $p\text{-hPW} = 0.46$, рис. 7). Средний уровень прироста EI Δ g, рассчитанный для всех четырех тестов на пресс-папье (SSf-EO, SSs-EO и SSf-EC, SSs-EC), у гимнасток не отличался от контрольной группы (Гимнастки: 448 [290–810] % vs Контроль: 697 [537–900] %, $U = 86$, $p = 0.118$).

Тенденция к меньшему приросту EI Δ g при переходе на пресс-папье стала существенной при рассмотрении увеличения LV в стойках на SS относительно Str. Прирост LV-SS/Str у гимнасток был существенно ниже во всех тестах на пресс-папье: с EO на SSf (Гимнастки: 136 [87–173] % vs Контроль: 240 [203–298] %, $U = 41$, $p < 0.002$, $p\text{-hPW} = 0.96$, рис. 8) и на SSs (Гимнастки: 115 [40–214] % vs Контроль: 139 [87–371] %, $U = 13$, $p < 0.001$, $p\text{-hPW} = 0.99$), а также с EC на SSf (Гимнастки: 314 [235–416] % vs Контроль: 443 [360–522] %, $U = 63$, $p = 0.015$, $p\text{-hPW} = 0.70$) и на SSs (Гимнастки: 230 [170–409] % vs Контроль: 362 [309–544] %, $U = 69$, $p = 0.027$, $p\text{-hPW} = 0.62$). Средний уровень прироста LV-SS/Str, рассчитанный для всех четырех пресс-папье, у гимнасток был ниже, чем в контрольной группе (Гимнастки: 196 [152–283] % vs Контроль: 297 [269–430] %, $U = 45$, $p = 0.002$). Таким образом, как уровень $p < 0.01$, так и уровни $p\text{-hPW} > 0.8$, рассчитанные для анализа степени прироста LV-SS/Str, в стойках с EO убедительно указывают на высокую

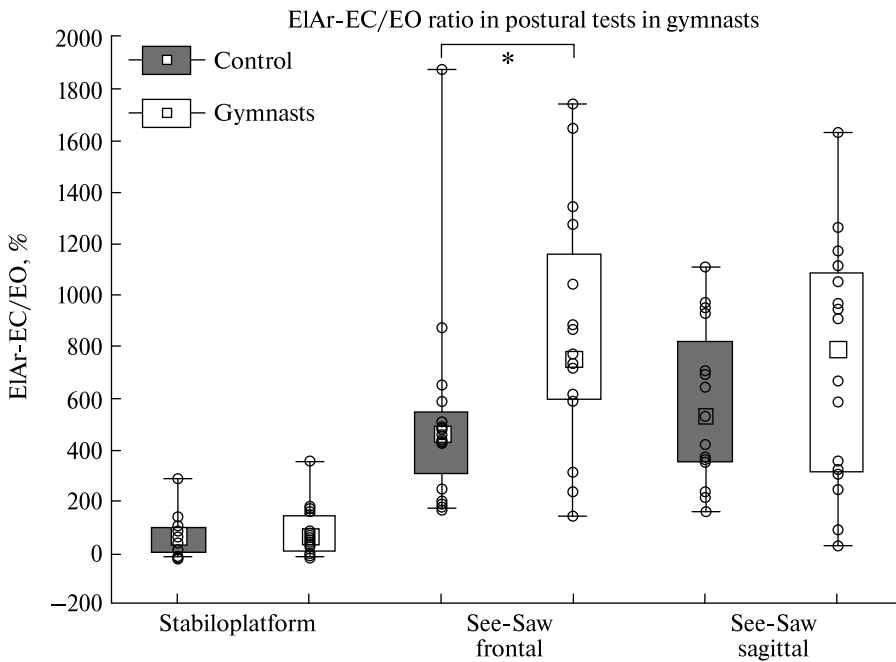


Рис. 5. Степень прироста EIAr в стойках с ЕС относительно стойки с EO (EIAr-EC/EO) в постральных тестах у гимнасток (Gymnasts). Stabiloplattform – стойка на стабилоплатформе. See-Saw frontal – стойка на пресс-папье, подвижной по фронтالي, See-Saw sagittal – стойка на пресс-папье, подвижной по сагиттали. * – $p < 0.05$ по сравнению с Контролем по U-критерию Mann–Whitney

Fig. 5. The degree of an increase in EIAr in the stances with EC relative to the stance with EO (EIAr-EC/EO) in postural tests for gymnasts. Stabiloplattform – a stance on a stabiloplattform. See-Saw frontal – a stance on a see-saw, frontally movable, See-Saw sagittal – a stance on a see-saw, sagittally movable. * – $p < 0.05$ compared to the Control according to the Mann–Whitney U-Test

эффективность постральной регуляции в стойках на подвижной опоре с наличием зрительного контроля.

Амплитуда сгибаний и разгибаний стопы в голеностопном суставе. У гимнасток дорсальное разгибание левой и правой стопы не отличалось от амплитуды DF в контрольной группе (рис. 9). Но амплитуды плантарного сгибания левой (Гимнастки: 47.7 ± 4.5 градусов vs Контроль: 38.8 ± 5.0 градусов, $t = -5.28$, $p < 0.001$, p -hPW = 0.99) и правой (Гимнастки: 50.2 ± 4.9 градусов vs Контроль: 41.1 ± 5.2 градусов, $t = -5.1$, $p = 0.015$, p -hPW = 0.97) стоп у гимнасток были больше, чем в Контроле.

Пороги тактильной чувствительности подошвы стоп. У гимнасток пороги тактильной чувствительности подошвы правой стопы были ниже, чем у спортсменов группы Контроль в следующих участках (рис. 10): П1 ($U = 79.5$, $p = 0.070$), П6 ($U = 60.5$, $p = 0.012$), П7 ($U = 59.5$, $p = 0.010$), П9 ($U = 61$, $p = 0.012$) и в среднем во всех точках П1–9 (Гимнастки: $0.031 [0.022–0.036]$ г vs Контроль: $0.052 [0.039–0.071]$ г, $U = 57.5$, $p = 0.008$, p -hPW = 0.80). Пороги тактильной чувствительности

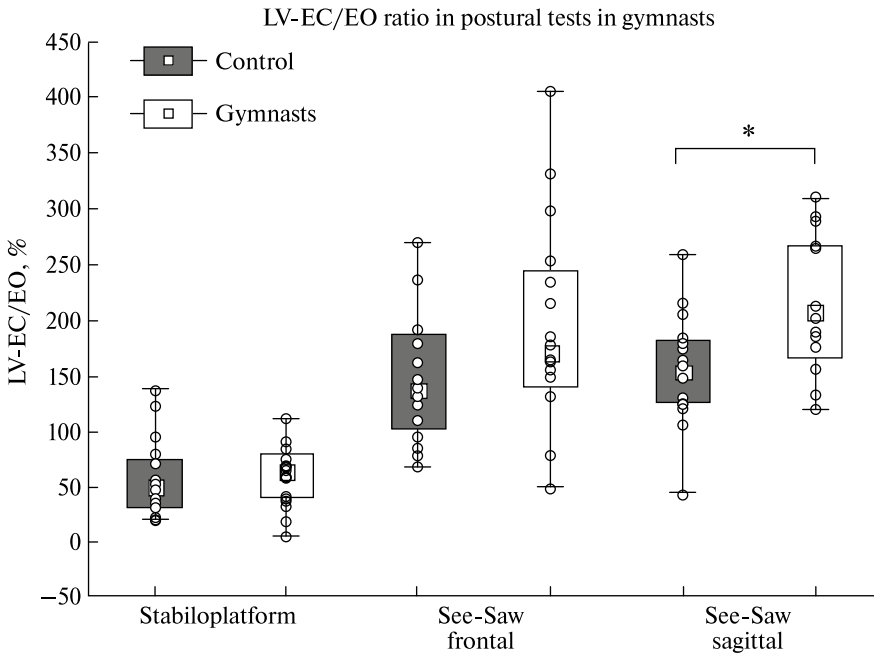


Рис. 6. Степень прироста LV в стойке с EC относительно стойки с EO (LV-EC/EO) в постуральных тестах у гимнасток (Gymnasts). Другие обозначения, как на рис. 5. * – $p < 0.05$ по сравнению с группой Контроль по U-критерию Mann–Whitney

Fig. 6. The degree of an increase in LV in the stance with EC relative to the stance with EO (LV-EC/EO) in postural tests for gymnasts. The other symbols are as shown in Fig. 5. * – $p < 0.05$ compared to the Control according to the Mann–Whitney U-Test

у гимнасток были ниже в следующих участках левой подошвы: Л5 ($U = 67$, $p = 0.023$), Л6 ($U = 56$, $p = 0.007$), Л7 ($U = 67.5$, $p = 0.024$), Л8 ($U = 77$, $p = 0.057$), Л9 ($U = 81$, $p = 0.080$) и в среднем в 9 точках (Гимнастки: $0.030 [0.023–0.038]$ г vs Контроль: $0.049 [0.036–0.061]$ г, $U = 60.5$, $p = 0.012$, $p\text{-hPW} = 0.77$). Таким образом, тактильная чувствительность подошвы у гимнасток была выше, чем у спортсменок контрольной группы, в основном за счет головки пятой плюсневой кости, средней и пяточной частей стоп. Причем достигнутая *post hoc* мощность в данных сравнениях составила 0.80 и 0.77, что свидетельствует о приемлемой вероятности обнаружения аналогичного эффекта в исследованиях с сопоставимым дизайном и методами.

Корреляции постуральной устойчивости с показателями подвижности стопы. В общей группе обследованных спортсменов существенных корреляций LV и EIAr во всех постуральных тестах с массой и длиной тела не выявлено. EIAr в стойке на Stp-EC ($r = 0.48$, $p < 0.01$), а также LV в стойке на Stp-EO ($r = 0.39$, $p < 0.05$) и на Stp-EC ($r = 0.39$, $p < 0.05$) положительно коррелировали с амплитудой PF правой стопы (табл. 1). LV-Stp-EO ($r = 0.43$, $p < 0.05$) и LV-Stp-EC ($r = 0.46$, $p < 0.01$) положительно коррелировали с амплитудой PF левой стопы. Кроме того, LV-Stp-EO ($r = 0.48$, $p < 0.01$) LV-Stp-EC ($r = 0.68$, $p < 0.001$) и EIAr-Stp-EC

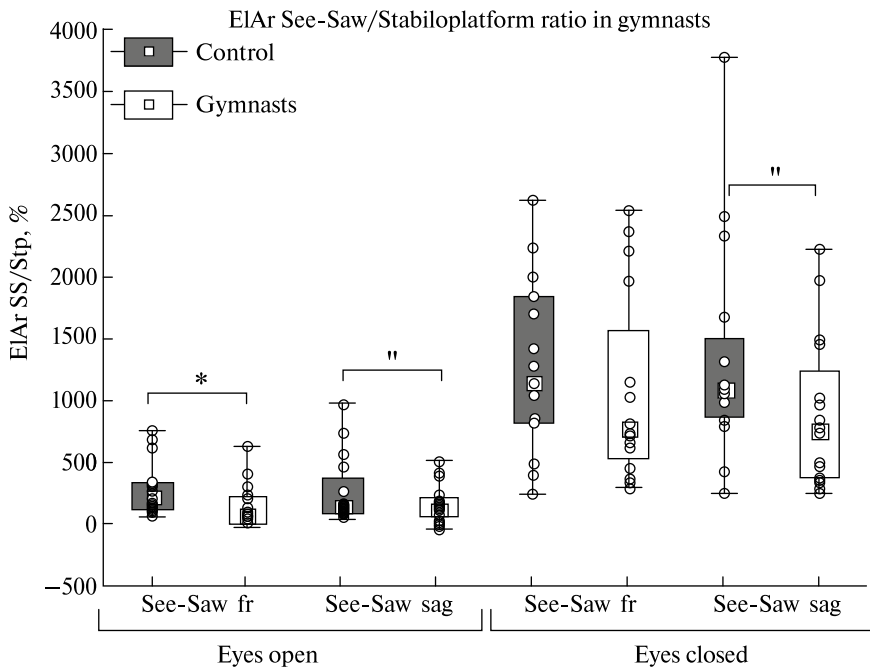


Рис. 7. Степень прироста EIAr в стойках на пресс-папье относительно стойки на стабилоплатформе (EIAr-SS/Stp) в постуральных тестах у гимнасток (Gymnasts). See-Saw fr – пресс-папье, подвижный по фронтالي. See-Saw sag – пресс-папье, подвижный по сагиттали. Eyes open – открытые глаза. Eyes closed – закрытые глаза. “ / * – $p < 0.1 / 0.05$ по сравнению с Контролем по U-критерию Mann–Whitney

Fig. 7. The degree of an increase in EIAr in stances on a see-saw relative to the stabiloplatform stance (EIAr-SS/Stp) in postural tests for gymnasts. See-Saw fr – a see-saw, frontally movable. See-Saw sag – a see-saw, sagittally movable. “ / * – $p < 0.1 / 0.05$ compared to the Control according to the Mann–Whitney U-Test

($r = 0.58, p < 0.001$) коррелировали с общим стажем занятий спортом, который у гимнасток был выше, а LV-Stp-EO ($r = 0.41, p < 0.05$) LV-Stp-EC ($r = 0.35, p < 0.05$) коррелировали с недельным объемом тренировочной нагрузки, также повышенный у гимнасток. Также LV-SSf-EO положительно коррелировала с амплитудой DF правой ($r = 0.37, p < 0.05$) и левой стопы ($r = 0.37, p < 0.05$). Выявленные корреляции были слабой и умеренной силы. Таким образом, скорости колебаний ОЦД в стойке на Str с EO и EC положительно коррелировали с умеренной силой с амплитудой плантарного сгибания правой и левой стоп и спортивным стажем, а скорость колебаний ОЦД в стойке на SSf – с дорсальным разгибанием правой и левой стоп.

Корреляции показателей постуральной устойчивости с тактильной чувствительностью подошвы стоп. LV и EIAr в стойке на Str не коррелировали с порогами тактильной чувствительности стоп. Однако EIAr и LV в стойке с EO на SSf, коррелировали с порогом тактильной чувствительности правой (R1–R9: $r = 0.35–0.72, p < 0.05–0.01$) и левой (L1–L9: $r = 0.35–0.50, p < 0.05–0.01$) подошвы стоп (табл. 2).

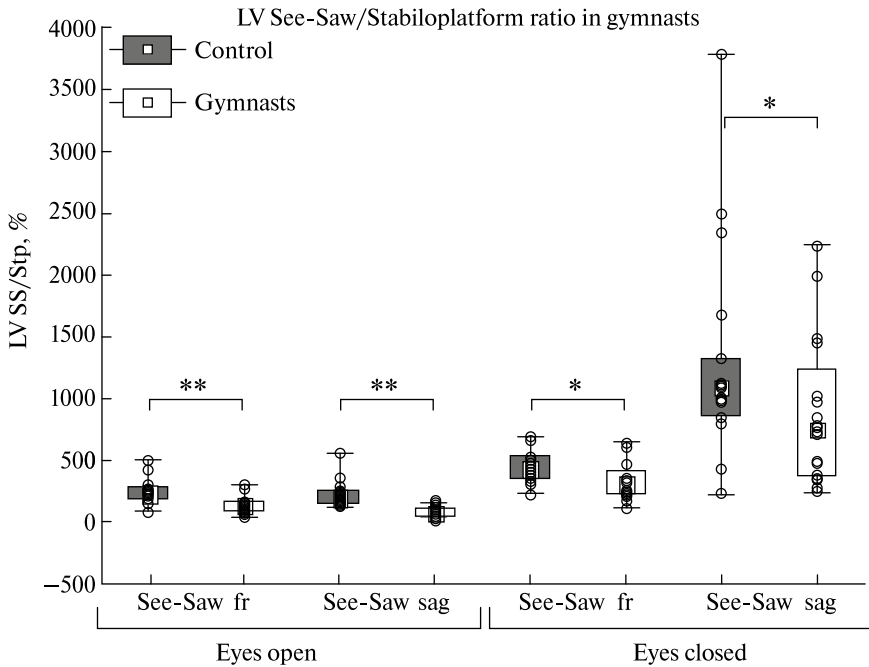


Рис. 8. Степень прироста LV в стойках на пресс-папье относительно стойки на стабилоплатформе (LV-SS/Stp) в постуральных тестах у гимнасток (Gymnasts). Остальные обозначения, как на рис. 7. * / ** – $p < 0.05 / 0.01$ по сравнению с группой Контроль по U-критерию Mann–Whitney

Fig. 8. The degree of an increase in LV in stances on a see-saw relative to the stabiloplatform stance (LV-SS/Stp) in postural tests for gymnasts. The other symbols are as shown in Fig. 7. * / ** – $p < 0.05 / 0.01$ compared to the Control according to the Mann–Whitney U-Test

Большая часть корреляций тактильной чувствительности с LV были умеренной силы, но несколько взаимосвязей с EIAg были сильные ($r > 0.7$). Похожие корреляции были между EIAg (R2–R6, R8: $r = 0.38–0.64$, $p < 0.05–0.01$. L1 – L2, L6 – L8: $r = 0.41–0.64$, $p < 0.05–0.01$) и LV (R1–R3, R5–R8: $r = 0.36–0.39$, $p < 0.05–0.01$. L1 – L2, L6 – L8: $r = 0.36–0.53$, $p < 0.05–0.01$) в стойке на SSs с ЕО. В стойках на SS с ЕС корреляций не выявлено. Таким образом, высокая устойчивость в стойках на пресс-папье с ЕО у спортсменок была связана с более низким порогом тактильной чувствительности подошвы стоп.

Корреляции степени прироста EIAg и LV в стойках с ЗГ относительно стоек с ОГ в постуральных тестах с подвижностью стоп в голеностопном суставе и порогами тактильной чувствительности подошв. Величины прироста EIAg-EC/EO-SSf в стойке на подвижной по фронтالي пресс-папье ($p < 0.015$) и LV-EC/EO-SSs – в стойке на подвижной по сагиттали пресс-папье ($p < 0.015$) у гимнасток были выше, чем в группе Контроль. Простой корреляционный анализ в общей группе обследуемых ($n = 32$) выявил отрицательные умеренной силы корреляции между EIAg-EC/EO-SSf и LV-EC/EO-SSs со средними порогами тактильной чувствительности правой и левой подошв ($r = -0.44$, $p = 0.013$ и $r = -0.45$, $p = 0.012$, табл. 3) и амплитудами плантарного сгибания правой ($r = 0.37$, $p = 0.043$ и $r = 0.39$, $p < 0.030$) и левой

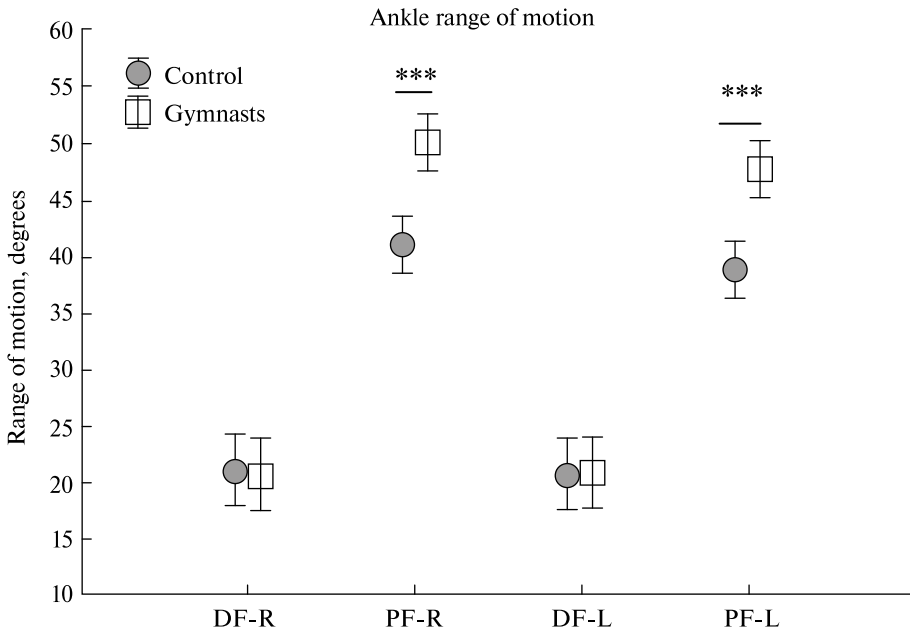


Рис. 9. Амплитуда дорсального разгибания (DF) и плантарного сгибания (PF) левой (L) и правой (R) стоп в голеностопном суставе у гимнасток (Gymnasts) (DF и PF представлены как среднее арифметическое \pm 95% доверительный интервал). *** – $p < 0.001$ по t -критерию Стьюдента

Fig. 9. Amplitude of dorsal extension (DF) and plantar flexion (PF) of the left (L) and right foot (R) in the ankle joint of gymnasts ($M \pm 95\%$ Con. Int.). *** – $p < 0.001$ according to the Student's t -test

стопы (с LV-EC/EO-SSs $r = 0.42$, $p = 0.017$). Существенных связей EIAr-EC/EO-SSf и LV-EC/EO-SSs с массой и длиной тела, а также со стажем занятий и недельной тренировочной нагрузкой не выявлено (все $p > 0.1$). Для выявления независимых корреляций мы провели множественный регрессионный анализ с включением средних порогов тактильной чувствительности подошв и амплитуд сгибаний стоп в качестве независимых переменных. Множественный регрессионный анализ не выявил независимых корреляций отношений EIAr-EC/EO-SSf и LV-EC/EO-SSs с показателями подвижности и тактильной чувствительности подошв: стандартизованные коэффициенты β^* становились незначительными (табл. 3). Таким образом, простая корреляция показывает, что чем выше тактильная чувствительность подошвы (ниже пороги) и больше амплитуда плантарного сгибания стопы, тем больше величины отношений EIAr-EC/EO-SSf и LV-EC/EO-SSs, однако множественная регрессия не выявила независимого фактора повышенного прироста EIAr-EC/EO-SSf и LV-EC/EO-SSs у гимнасток.

Корреляции степени прироста EIAr и LV в стойках на пресс-папье относительно стоек на стабиллоплатформе с подвижностью стоп в голеностопном суставе и порогом тактильной чувствительности подошв. Между средним порогом тактильной чувствительности правой ($r = 0.40 - 0.57$, $p < 0.05 - 0.01$, табл. 4) и левой ($r = 0.38 - 0.53$, $p < 0.05 - 0.01$) подошв, с одной стороны, и величинами прироста EIAr и LV в стойках на подвижных пресс-папье относительно Str (то есть отношения EIAr-SSf/Str-EO,

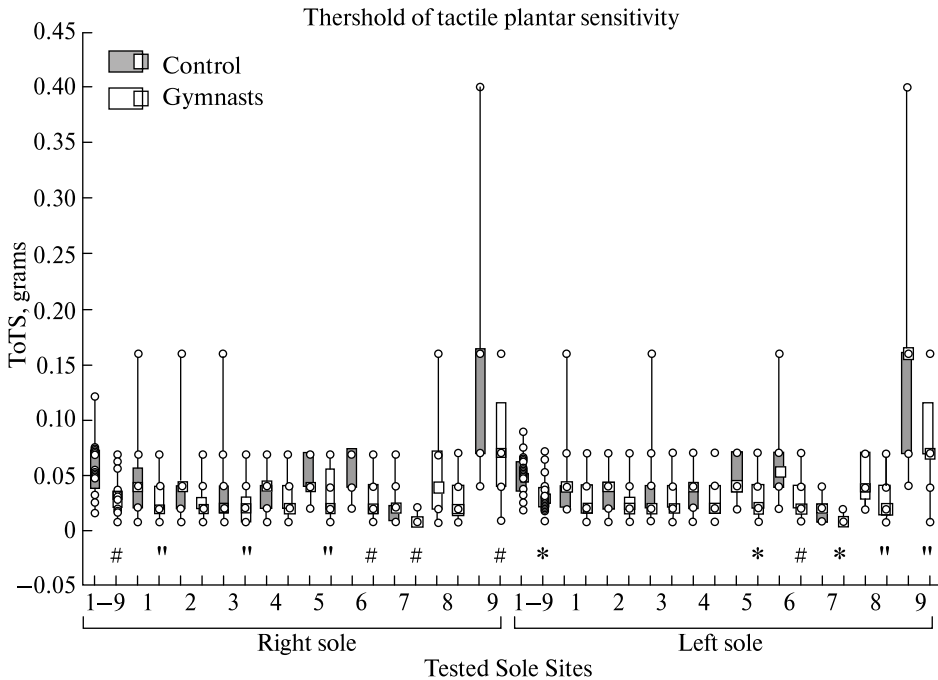


Рис. 10. Пороги тактильной чувствительности подошвы в девяти подошвенных участках стоп. 1, 2, ... 9 – локальные подошвенные участки, 1–9 – средний порог для девяти участков. “*/# – $p < 0.1/0.05/0.01$ по сравнению с группой Контроль в соответствующих тестируемых участках по U-критерию Mann–Whitney

Fig. 10. Thresholds of tactile sensitivity of the sole in nine plantar areas of the feet. 1, 2, ... 9 are local plantar areas, 1–9 is the average threshold for nine areas. “*/# – $p < 0.1/0.05/0.01$ compared with the Control group in the corresponding test sites according to the Mann–Whitney U-Test

EIAr-SSs/Stp-EO, LV-SSf/Stp-EO, LV-SSs/Stp-EO), с другой стороны, в общей группе обследованных лиц отмечались положительные корреляции умеренной силы. Также отрицательные слабые корреляции отмечались между амплитудами плантарного сгибания правой ($r = -0.36...-0.47$, $p < 0.05-0.01$) и левой ($r = -0.37...-0.47$, $p < 0.05-0.01$) стоп и величинами прироста EIAr и LV в стойках на SS (табл. 4). Поскольку корреляций стабилотографических отношений с массой и длиной тела, а также спортивным стажем и недельной нагрузкой не обнаружено, то в дальнейший множественный анализ они не были включены. Регрессионный множественный анализ показал, что EIAr-SSf/Stp-EO ($\beta^* = 0.39$, $p = 0.039$) и EIAr-SSs/Stp-EO ($\beta^* = 0.38$, $p = 0.031$) были независимо связаны со средними порогами тактильной чувствительности правой подошвы (табл. 4). Кроме того, отношение LV-SSf/Stp-EO независимо от подвижности правой и левой стопы коррелировало со средними порогами тактильной чувствительности правой ($\beta^* = 0.49$, $p = 0.039$) и левой ($\beta^* = 0.46$, $p = 0.016$) стоп, а величина LV-SSs/Stp-EO независимо коррелировала со средним порогом тактильной чувствительности правой стопы ($\beta^* = 0.38$, $p = 0.031$).

Таблица 1. Корреляции Спирмена между стабилографическими показателями и подвижностью стоп в общей группе обследованных лиц ($n = 32$)

Table 1. Spearman's correlations between stabilographic indicators and foot mobility in the general group of examined individuals ($n = 32$)

Переменные	EIAr-Str-EO	EIAr-Str-EC	EIAr-SSfEO	EIAr-SSfEC	EIAr-SSsEO	EIAr-SSsEC	LV-Str-EO	LV-Str-EC	LV-SSfEO	LV-SSfEC	LV-SSsEO	LV-SSsEC
DF right	0.05	0.12	0.15	-0.07	0.08	0.01	0.29	0.10	0.37*	-0.02	0.17	0.16
PF right	0.20	0.48**	-0.11	0.34	0.17	0.18	0.39*	0.39*	-0.04	0.10	-0.13	0.06
DF left	0.01	-0.05	0.08	-0.19	0.16	0.04	0.33	-0.01	0.37*	-0.04	0.27	0.25
PF left	0.09	0.22	-0.10	0.31	-0.09	0.21	0.43*	0.46**	0.01	0.21	0.01	0.20

DF – дорсальное разгибание, PF – плантарное сгибание, right – правая стопа, left – левая стопа, EIAr – площадь эллипса колебаний ЦД, LV – линейная средняя скорость колебаний ЦД, EO – открытые глаза, EC – закрытые глаза, SSf – пресс-папье, подвижная по фронтали, SSs – пресс-папье, подвижная по сагиттали, Str – стабилоплатформа. */** – $p < 0.05/0.01$. В таблицах – означает отрицательную корреляцию.

DF – dorsal extension, PF – plantar flexion, right – right foot, left – left foot, EIAr – the ellipse area of the center of pressure fluctuations, LV – linear average velocity of the center of pressure fluctuations, EO – open eyes, EC – closed eyes, SSf – a frontally movable see-saw, SSs – a sagittally movable see-saw, Str – a stabiloplatform.

Таблица 2. Корреляции Спирмена между стабилографическими показателями и пороговыми тактильной чувствительности стоп в общей группе обследованных лиц ($n = 32$)

Table 2. Spearman's correlations between stabilographic indicators and thresholds of tactile sensitivity of the feet in the general group of examined individuals ($n = 32$)

Параметры	EIAr-SSfEO	EIAr-SSfEC	EIAr-SSsEO	EIAr-SSsEC	LV-SSfEO	LV-SSfEC	LV-SSsEO	LV-SSsEC
R1	0.65**	0.03	0.33	0.04	0.50**	0.04	0.37*	0.20
R2	0.67**	0.22	0.63**	0.15	0.50**	0.21	0.38*	0.19
R3	0.45**	0.04	0.56**	0.05	0.36*	0.00	0.37*	0.11
R4	0.50**	-0.13	0.43*	-0.05	0.28	-0.01	0.25	0.10
R5	0.68**	-0.02	0.64**	-0.02	0.42*	0.05	0.39*	0.01

Таблица 2. Окончание
Table 2. End

Параметры	EIAr-SSfEO	EIAr-SSfEC	EIAr-SSsEO	EIAr-SSsEC	LV-SSfEO	LV-SSfEC	LV-SSsEO	LV-SSsEC
R6	0.60**	-0.04	0.38*	0.10	0.34	0.03	0.39*	0.10
R7	0.43*	0.08	0.31	0.20	0.35*	0.16	0.39*	0.23
R8	0.59*	-0.02	0.39*	0.17	0.37*	0.06	0.36*	0.20
R9	0.47**	-0.04	0.31	-0.03	0.28	-0.12	0.21	0.04
R1-9	0.71**	-0.01	0.50**	0.07	0.42*	-0.01	0.36*	0.10
L1	0.72**	0.11	0.46**	0.08	0.58**	0.18	0.47**	0.30
L2	0.74**	0.28	0.64**	0.20	0.53**	0.27	0.43**	0.19
L3	0.35*	0.02	0.47**	0.01	0.23	-0.09	0.23	-0.02
L4	0.51**	-0.17	0.45**	-0.10	0.30	-0.03	0.24	0.08
L5	0.53**	-0.11	0.47**	0.01	0.30	0.01	0.34	0.00
L6	0.62**	-0.07	0.53**	0.00	0.43**	0.05	0.43**	0.12
L7	0.55**	0.20	0.42*	0.28	0.47**	0.27	0.53**	0.29
L8	0.60**	-0.07	0.41*	0.11	0.34	-0.03	0.32	0.07
L9	0.45**	-0.05	0.15	0.00	0.25	-0.09	0.17	0.06
L1-9	0.72*	-0.01	0.48**	0.05	0.42*	0.01	0.36*	0.08

R1, R2, ... R9 – пороги тактильной чувствительности локальных участков правой стопы. L1, L2, ... L9 – пороги тактильной чувствительности локальных участков левой стопы. R1-9 / L1-9 – средний порог тактильной чувствительности правой (R) или левой (L) подошвы. Остальные сокращения см. в табл. 1. */** – $p < 0.05 / 0.01$.

R1, R2, ... R9 – thresholds of tactile sensitivity of local areas of the right foot. L1, L2, ... L9 – thresholds of tactile sensitivity of local areas of the left foot. R1-9 / L1-9 – average threshold of tactile sensitivity of the right (R) or left (L) sole. For other symbols, see Table 1. */** – $p < 0.05/0.01$.

Таблица 3. Результаты простой корреляции и множественной регрессии степени прироста EI/Ar-EC/EO в стойке на подвижной по фронтالي пресс-пальце и LV-EC/EO в стойке на подвижной по сагиттальной пресс-пальце в общей группе обследуемых ($n = 32$)

Table 3. The results of a simple correlation and multiple regression of the degree of an increase of EI/Ar-EC/EO during stance on a frontally movable see-saw and LV-EC/EO during stance on a sagittally movable see-saw ($n = 32$)

Параметры ¹	Средний порог тактильной чувствительности				Правый голеностоп				Левый голеностоп			
	R1-9		L1-9		R-DF		R-PF		L-DF		L-PF	
	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*
EI/Ar-EC/EO-SSf	-0.44*	-0.35	-0.44*	-0.38	-0.27	0.37*	0.22	-0.32	0.29	0.12	0.28	0.28
LV-EC/EO-SSs	-0.45*	-0.35	-0.45*	-0.32	-0.08	0.39*	0.25	-0.08	0.42*	0.28	0.28	0.28

R1-9/L1-9 – средний порог тактильной чувствительности правой (R) или левой (L) подошвы, DF – дорсальной разгибание стопы, PF – плантарное сгибание стопы, R – правая, L – левая, *r* – корреляция Пирсона, β^* – стандартизированный коэффициент множественной регрессии. ¹ – все первичные значения параметров были трансформированы с помощью Box-Cox-преобразования. Остальные обозначения как в табл. 1. * – $p < 0.05$.

R1-9/L1-9 – mean threshold of tactile sensitivity of the right (R) or left (L) sole, DF – dorsal extension of the foot, PF – plantar flexion of the foot, R – right, L – left, *r* – Pearson correlation, β^* – standardized multiple regression coefficient. ¹ – all primary parameter values were transformed using Box-Cox transformation. For other symbols, see Table 1. * – $p < 0.05$.

Таблица 4. Корреляции степени прироста EI/Ar и LV в стойках на пресс-пальце относительно стойки на стабилоплатформе с подвижно-стью стоп в голеностопном суставе и средними порогами тактильной чувствительности подошвы в общей группе обследуемых ($n = 32$)

Table 4. Correlations of the degree of the increase in EI/Ar and LV during a see-saw stance relative to a stabiloplatform stance with foot mobility in the ankle and with mean thresholds of tactile sensitivity of the sole ($n = 32$)

Параметры ¹	Средний порог тактильной чувствительности				Правый голеностоп				Левый голеностоп			
	R1-9		L1-9		R-DF		R-PF		L-DF		L-PF	
	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*	<i>r</i>	β^*
EI/Ar-SSf/Strp-EO	0.40*	0.39*	0.38*	0.41*	0.15	-0.21	-0.05	0.08	-0.12	0.06	0.06	0.06
EI/Ar-SSs/Strp-EO	0.51**	0.38*	0.47**	0.35	-0.08	-0.47**	-0.31	-0.08	-0.42*	-0.27	-0.27	-0.27
LV-SSf/Strp-EO	0.57**	0.49**	0.53*	0.46*	0.03	-0.38*	-0.18	-0.07	-0.37*	-0.16	-0.16	-0.16
LV-SSs/Strp-EO	0.51**	0.38*	0.47**	0.35	-0.08	-0.47**	-0.31	-0.08	-0.42*	-0.27	-0.27	-0.27
LV-SSf/Strp-EC	0.29	0.17	0.23	0.10	-0.25	-0.36*	-0.29	-0.23	-0.34	-0.29	-0.29	-0.29
LV-SSs/Strp-EC	0.28	0.19	0.20	0.08	-0.07	-0.29	-0.21	0.02	-0.30	-0.26	-0.26	-0.26

Обозначения см. в табл. 1-3. * / ** – $p < 0.05 / 0.01$.
 The symbols are the same as in Tables 1-3. * / ** – $p < 0.05 / 0.01$.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Основными результатами, требующими обсуждения, являются следующие: 1) у гимнасток активность механизмов поддержания устойчивости позы в привычной стойке на твердой опоре увеличена (скорость колебаний ОЦД повышена) и связана с повышенной амплитудой плантарного сгибания стоп; 2) высокая тактильная чувствительность подошвы стоп и эффективность интеграции зрительной информации у гимнасток способствуют увеличению устойчивости позы в стойке на подвижной опоре – пресс-папье.

Наши данные показывают, что, хотя площади колебаний ОЦД практически не различались между группами, однако скорости колебаний ОЦД в стойке с ЕО и ЕС на устойчивой опоре у гимнасток были повышены. Это указывает на парадоксальное повышение активности механизмов регуляции вертикальной позы и ее меньшую эффективность в привычных биопорных стойках у гимнасток относительно спортсменов не гимнасток. Сниженные показатели устойчивости вертикальной позы у гимнасток были ранее отмечены нами на другой выборке эстетических гимнасток [5], так и другими авторами [6], в том числе у танцовщиц балета [7], у которых также отмечается гиперподвижность стопы в голеностопном суставе [28]. Среди возможных причин сниженной устойчивости позы у гимнасток и танцовщиц балета отмечают: дефицит массы тела [6], повышенный спортивный психоэмоциональный стресс [5] и специфическая перестройка регуляции с целью активации “поисковой активности” в системе постурального контроля [7]. Однако существенное влияние может оказывать высокая подвижность стопы в голеностопном суставе у гимнасток [10, 15]. Проведенный нами корреляционный анализ показал, что между выявленными повышенными LV-ЕО и LV-ЕС на Str и увеличенными амплитудами плантарного сгибания стоп обнаружены умеренные положительные корреляции (табл. 2). То есть высокая подвижность голеностопного сустава в плантарном направлении оказывает негативное влияние на устойчивость вертикальной позы в стойке на твердой и устойчивой опоре, частично объясняя высокую скорость колебаний ОЦД у гимнасток. Наши данные противоречат работам, показавшим отрицательное влияние, например, срочного ограничения подвижности тейпом [29] или хронического снижения гибкости голеностопа на постуральное статическое равновесие у пожилых лиц [30] или у нетренирующихся студентов [31]. Однако наши результаты согласуются с результатами работы, полученными на выборках спортсменов и молодых испытуемых [10, 15], в которых установлены положительные корреляции между подвижностью стопы и колебаниями вертикального тела.

В частности, Kim с соавт. [15] на выборке молодых лиц установили положительные корреляции скорости колебаний ОЦД с активной и пассивной амплитудой плантарного сгибания голеностопного сустава ($r = 0.27-0.46$) в стойке с открытыми и закрытыми глазами, причем корреляции пассивной плантарной подвижности с колебаниями ОЦД оставались существенными во множественном регрессионном анализе при включении в расчет силы мышц голеностопного сустава. Авторы предположили, что высокая растянутость или “слабость” несократительных структур голеностопного сустава при высокой гибкости может иметь негативное значение в регуляции устойчивости позы.

В исследовании на 655 спортсменах 9 видов спорта, но без группы художественных гимнасток, обнаружено [10], что амплитуда колебаний ЦД во фронтальной плоскости положительно коррелировала с амплитудой плантарного сгибания стопы, то есть

высокая плантарная подвижность способствует большему раскачиванию тела. Однако механизмы выявленной корреляции авторы не рассматривали. Более того, острая растяжка икроножных мышц путем серии наклонов туловищем вниз у молодых людей по данным Lima с соавт. [32] увеличивает скорость раскачивания тела в моноопорной стойке, что указывает на негативные эффекты срочной растяжки голеностопа (и увеличения гибкости голеностопа) на постуральную устойчивость.

Почему корреляции выявлены не в стойке на SS, а на Stp? Возможно, что высокая подвижность стопы связана с пониженной проприоцептивной чувствительностью голеностопного сустава в привычном диапазоне движений стопы, то есть с минимальными амплитудами, которые регистрируются в стойке на твердой и устойчивой опоре, что и объясняет сниженную устойчивость позы у гимнасток в обычной стойке на стабиллоплатформе. Действительно, в некоторых работах показано, что соматосенсорная чувствительность коленного сустава у спортсменов с высокой гибкостью, например, у профессиональных танцоров балета может быть понижена [33]. В соответствии с этим утверждением обнаружено, что пятимесячная тренировка в балете, вызывая увеличение силы икроножных мышц, не ведет к улучшению точности пассивного воспроизведения положения стопы, а также не повышает постуральное равновесие, что косвенно может указывать на негативные факторы долговременного стретчинга голеностопа в отношении развития проприоцепции стопы и регуляции позы [34].

Также возможно, что у наших гимнасток имелась гипермобильность суставов — избыточная амплитуда плантарного движения стопы, которая, как правило, значительно чаще встречается у гимнасток и танцовщиц [35] и связана с нарушением соматосенсорной чувствительности голеностопного сустава [36], способствуя нарушениям постуральной устойчивости [37]. Показано, например, что у танцоров балета, а вероятно, и у художественных гимнасток количество травм нижних конечностей и голеностопа крайне высокий — около 50–75% танцоров балета травмируются за сезон [38], что ведет к нарушению проприоцепции голеностопного сустава и снижению устойчивости позы [37]. В этом контексте следует заметить, что, как правило, постуральная устойчивость после острых растяжений связок голеностопа восстанавливается в течение примерно 8 недель, однако в некоторых случаях полное восстановление равновесия может превышать полтора года [39]. Следовательно, хотя наши гимнастки были здоровы, но предыдущие травмы и микротравмы могли вызвать соматосенсорные нарушения, ассоциированные с гипермобильностью.

Таким образом, мы полагаем, что высокие скорости колебаний ОЦД у гимнасток в стойке на стабиллоплатформе и умеренные корреляции с высокой плантарной подвижностью стопы могут объясняться нарушением соматосенсорных свойств голеностопа, которые особенно проявляются при “малоамплитудных” постуральных колебаниях в стойке на устойчивой опоре, где малые растяжения связочного аппарата ведут к меньшей активации проприорецепторов. Однако этот эффект соматосенсорного дефицита в обычной стойке исчезает при более высоких амплитудах колебаний ОЦД в стойке на пресс-папье. Вероятно, точность проприоцепции голеностопа в этих условиях может быть активирована ввиду более сильного натяжения несократительных структур сустава, подключения проприорецепторов активных мышц и адаптаций на основе упреждающих механизмов в центральном звене регуляции позы, сформированных при выполнении гимнастических упражнений в стойках на носках. В частности, в отдельных работах показано, что точность воспроизведения больших углов в голеностопном суставе у гимнасток и танцоров балета выше, чем у контрольных испытуемых [40]. В пользу этого предположения свидетельствует тенденция

к сниженной EIАg в стойке на SSf-EO, а также существенно сниженная LV в стойке на SSs-EO. То есть устойчивость позы у гимнасток была выше именно в стойках на пресс-папье, при высоких амплитудах и скоростях колебаний ОЦД. Повышенная устойчивость позы у профессиональных танцоров балета была выявлена так же, как в нашей работе, в стойках на сагитальном и фронтальном пресс-папье ранее [21]. Вместе с тем данное предположение требует экспериментального подтверждения.

Следующий результат, требующий обсуждения, – это более значительные приросты EIАg и LV в стойках с ЕС на пресс-папье: EIАg-ЕС/EO на SSf и LV-ЕС/EO на SSs, что в литературе трактуется как визуальная зависимость постральной регуляции [3, 7, 8, 21]. Однако в нашей работе повышение отношений EIАg-ЕС/EO-SSf и LV-ЕС/EO-SSs было обусловлено сниженными EIАg-EO-SSf и LV-EO-SSs в стойках с EO, но не повышенными величинами в стойках с ЕС. Поэтому следует говорить о повышенной эффективности использования зрительной информации для регуляции позы в более сложных стойках на подвижных опорах у гимнасток, но не о дефиците равновесия при отсутствии зрительной поддержки, которая почти всегда (кроме повышенной LV-Stp-ЕС) соответствовала спортсменкам контрольной группы.

Литературные данные относительно прироста отношений EIАg/EO-SSf и LV-ЕС/EO-SSs, по смыслу схожих с классическим коэффициентом Ромберга, у гимнасток или балерин противоречивы. С одной стороны, выявляют истинную зависимость пострального контроля от визуальной информации у гимнасток за счет повышенных колебаний ЦД в стойках с ЕС [7, 8, 21]. Однако есть ряд исследований, которые в соответствии с нашими результатами указывают на повышенную устойчивость позы гимнасток как раз в стойках с EO [3, 4, 10, 21], что так же, как у нас, ведет к повышенным коэффициентам Ромберга [3].

Повышение устойчивости позы в стойке на пресс-папье с EO у гимнасток является важной особенностью постральной регуляции. Следует отметить, что тестирование в стойке на SS с EO в большей мере, чем в стойке на устойчивой стабиллоплатформе, указывает на эффективность использования зрения [21]. Следовательно, у гимнасток эффективность интеграции зрительной информации в системе пострального контроля была выше, чем у спортсменок контрольной группы. Механизм улучшения позы при наличии визуального контроля у гимнасток, по-видимому, обусловлен регулярным использованием зрительной информации для поддержания равновесия и ориентации в пространстве относительно окружающих предметов (при упражнениях с предметами) и партнеров при выступлении особенно в группах. Одним из специфических критериев групповых выступлений в эстетической и художественной гимнастике является синхронность выполнения композиций. Синхронность движений во многом обеспечивается зрительным контролем, при котором визуальная информация напрямую регулирует скорость и амплитуду движений гимнасток. Кроме того, зрительный контроль позы относится к упреждающим механизмам, то есть визуальные сигналы запускают постральные коррекции заранее до ожидаемого нарушения позы [41], что является эффективным для сохранения равновесия позы в различных статических и динамических условиях. Таким образом, развитие эффективности регуляции позы при участии зрительной информации является адекватной адаптацией у гимнасток, обеспечивающей более точный двигательный контроль и спортивный результат.

В соответствии со вторым выводом, у гимнасток отмечались сниженные приросты EIАg и LV при EO при переходе на пресс-папье (то есть, отношений EIАg-SSf/Stp-EO и LV-SS(f/s)/Stp-EO), которые коррелировали с тактильной чувствительностью

подошвы стоп. Таким образом, более устойчивая поза на подвижной опоре (LV-SSs-EO) у гимнасток была обусловлена не только эффективностью зрительного контроля позы, но и высокой тактильной чувствительностью подошв, возможно, во взаимодействии между ними. Это подтвердил множественный анализ, который оставил порог тактильной чувствительности в качестве независимой от плантарного сгибания переменной, связанной с приростом EI_{Ag}-SSf/Str и LV-SSf/Str на пресс-папье. Можно предположить, что у гимнасток высокая тактильная чувствительность обеспечивала необходимую сенсорную информацию для сохранения равновесия на подвижной пресс-папье, а система регуляция позы эффективнее переключалась и использовала кожную чувствительность подошвы.

Тактильная сенсорная система подошвы вносит важный вклад в регуляцию пострурального баланса из-за исключительной способности кодировать изменения давления на подошву, возникающие в результате смещения центра давления [11]. Как правило, снижение чувствительности кожи подошвы связано с нарушениями устойчивости позы [12]. Напротив, усиление сенсорного потока от подошвы, например, за счет неощущаемой стимуляции подошвы [11], приводит к росту тактильной позы. Важно отметить, что тактильная чувствительность подошвы коррелировала с устойчивостью позы на пресс-папье, но не на стабиллоплатформе, то есть в условиях с искажением проприоцептивной информации от голеностопного сустава, требующих переключения на более точные сигналы о равновесии.

Работ, изучающих тактильную чувствительность у художественных гимнасток, как и у других спортсменов, крайне мало. Можно выделить работу о повышенной чувствительности подошвы к вибрации у гимнасток по сравнению с волейболистками [42], что в целом согласуется с нашими данными. Похожее исследование проводилось на балеринах, которые имеют сходство по тренируемым способностям с нашей группой гимнасток [43]. Установлено, что у балерин в сравнении с группой спортсменок не балерин, порог тактильной чувствительности был снижен только на уровне головки пятой плюсневой кости, без различий в других четырех областях подошвы, также динамическое равновесие в тесте на отведение ноги (Y-баланс тест) и гибкость всех суставов нижних конечностей у балерин были повышены. Однако по данным корреляционного анализа высокое динамическое равновесие не было связано с повышенными тактильной чувствительностью и гибкостью суставов у балерин [43]. Однако в этой работе регистрировали динамическое, а мы – статическое равновесие, что частично объясняет несоответствие результатов.

Механизмы повышения тактильной чувствительности у гимнасток не ясны. Следует учесть, что, как правило, гипермобильность голеностопа негативно влияет на тактильную чувствительность подошвы [44], то есть предполагаемая гипермобильность голеностопа скорее будет негативно влиять на тактильную чувствительность у гимнасток. Мы полагаем, что занятия босиком на упругом, но мягком ковре с ворсистым покрытием в гимнастике способствует развитию тактильной чувствительности подошвы, по крайней мере, на уровне центральных отделов узнавания тактильных стимулов. Схожее предположение было высказано в работе Schlee с соавт. [42], в которой авторы объяснили повышенную вибрационную тактильную чувствительность подошвы гимнасток по сравнению с волейболистками занятиями в гимнастике без обуви. Мягкая и упругая поверхность гимнастического ковра, снижая реакцию опоры на давление стопы, нарушает эффективность обычных механизмов регуляции позы на основе проприоцепции и особенно тактильной подошвенной информации [12, 24], заставляет перестраиваться регуляцию

равновесия на использование других соматосенсорных, а также зрительных и вестибулярных сигналов [11, 45]. То есть способность к интеграции и взвешиванию ценности сенсорных сигналов должна существенно тренироваться у гимнасток, что подтверждается рядом специалистов [2, 8, 22]. С другой стороны, голая подошва обеспечивает более плотный контакт с ковром, увеличивает качество (точность и ценность сигналов) и количество (сумма всех сигналов) тактильной информации [46]. Как следствие, такое взаимодействие двух факторов – мягкости и упругости опоры гимнастического ковра и многолетней тренировки без обуви – должно вызвать адаптации тактильной сенсорной системы, что и будет механизмом роста тактильной чувствительности подошвы у гимнасток. Повышение тактильной чувствительности и постурального равновесия в результате экспериментальной босой тренировки у пожилых лиц было подтверждено в работе Korchi с соавт. [47], что подкрепляет наше предположение. Кроме того, возможно, что обследованные гимнастки обладали врожденной повышенной кожной чувствительностью стоп. Таким образом, выявленная нами повышенная тактильная чувствительность подошвы стоп способствует устойчивости вертикальной позы, особенно в стойке на подвижной опоре или прямо через усиление кожной сенсорной информации или через активацию проприоцептивных свойств голеностопного сустава.

Полученные результаты имеют два практических значения. Во-первых, при развитии гибкости нижних конечностей у гимнасток необходимо исключить форсирующие растяжки с целью минимизации микроповреждений несократительных структур и потерю их соматосенсорных свойств, а также дополнительно включать упражнения на развитие равновесия в стойках на подвижных опорах с закрытыми глазами с целью развития проприоцептивных и вестибулярных способностей. Во-вторых, необходимо усилить гигиенический уход за кожей стопы с целью поддержания и развития ее тактильной чувствительности – важного компонента способности к равновесию.

Ограничения. При обсуждении результатов необходимо учитывать некоторые ограничения нашего исследования. Во-первых, группа сравнения – Контроль не была однородной, в нее вошли представители разных видов спорта, которые также имеют специфические особенности постуральной регуляции, которые могут влиять на сравнения. Хотя мы не выявили корреляций изменений LV и EIAg при удалении зрительной информации и при переходе на пресс-папье с массой тела, спортивным стажем и недельной тренировочной нагрузкой, однако эти характеристики спортсменов также могут оказывать влияние на полученные результаты, что требует большей стандартизации групп сравнения по основным параметрам. Протокол тестирования в нашей работе не был рандомизирован, что могло повлиять на прирост стабилографических показателей в стойках с ЕС и на пресс-папье вследствие многократного повторения тестов. В будущем необходима рандомизация последовательности тестов для минимизации эффектов обучения. Кроме того, размер групп оказался сравнительно малым, что, вероятно, повлияло на статистическую мощность некоторых межгрупповых сравнений. В частности, несмотря на значимые различия в устойчивости позы в условиях стабиллоплатформы (с открытыми и закрытыми глазами) у гимнасток, рассчитанная *post hoc* мощность данных сравнений оказалась ниже рекомендуемого уровня (меньше 0.8), что указывает на необходимость исследований с увеличенным объемом выборки для подтверждения выявленных эффектов. Наконец, корреляцию гипермобильности стопы с высокими скоростями ЦД на устойчивой опоре у гимнасток

мы объясняем снижением соматосенсорной чувствительности несократительных структур, однако прямых измерений этих свойств голеностопа мы не проводили, что необходимо подтвердить в будущих исследованиях. Таким образом, результаты настоящего исследования обладают достаточной статистической обоснованностью для предварительных выводов, однако для окончательных заключений необходимы дальнейшие исследования с увеличенным числом и стандартизированными характеристиками участников при соблюдении рандомизации протокола тестов.

ВЫВОДЫ

У гимнасток с высокой подвижностью голеностопа сохранение устойчивости позы в обычной стойке на неподвижной опоре обеспечивается с большим напряжением, то есть преимущества пострального контроля не проявляются, это связано с тем, что гиперподвижность голеностопного сустава, предположительно, приводит к нарушению сомаосенсорных свойств несократительных структур. Схема снижения эффективности баланса позы в привычной стойке на стабильной опоре у гимнасток может выглядеть следующим образом: развитие гибкости голеностопа (и других суставов) → нарушение соматосенсорной чувствительности несократительных структур (фасций, связок) голеностопа → снижение устойчивости вертикальной позы в обычных условиях стояния (рис. 11).

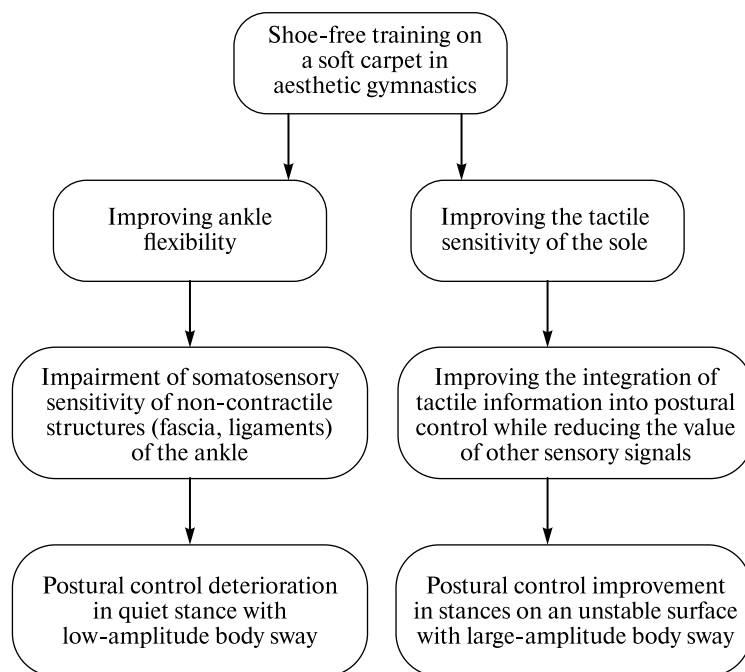


Рис. 11. Итоговая схема, отражающая полученные результаты и сделанные выводы. Объяснение в тексте

Fig. 11. The final scheme reflecting the results and conclusions reached. The explanation is in the text

В более сложных условиях стояния на неустойчивой опоре (подвижной пресс-папье) и только с открытыми глазами устойчивость позы у гимнасток повышена, что, вероятно, связано с высокой тактильной чувствительностью подошвы и более эффективным использованием зрительной информации. Повышенная тактильная чувствительность подошвы у гимнасток, вероятно, является следствием или врожденных свойств и/или развивается в результате спортивной тренировки босиком на эластичном ковре.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ/REFERENCES

1. Golomer E., Dupui P., Séréni P. et al. The contribution of vision in dynamic spontaneous sways of male classical dancers according to student or professional level. *J. Physiol. Paris*. 1999;**93**:233–237. [https://doi.org/10.1016/S0928-4257\(99\)80156-9](https://doi.org/10.1016/S0928-4257(99)80156-9)
2. Gautier G., Thouvarecq R., Vuillerme N. Postural control and perceptive configuration: Influence of expertise in gymnastics. *Gait Posture*. 2008;**28**:46–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.007>
3. Niazi E.S., Samigullin B.R., Baltin M.E. et al. Postural stability in female rhythmic and artistic gymnastics athletes: the role of visual and somatosensory signals. *Russ. Physiol. J.* 2025;**111**(3):447–462. <https://doi.org/10.1134/S0022093025010090>
4. Opala-Berdzik A., Głowacka M., Słomka K.J. Characteristics of functional stability in young adolescent female artistic gymnasts. *J. Hum. Kinet.* 2021;**77**:51–59. <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0051>
5. Melnikov A., Shipunov S., Berezin V. et al. The impact of competitive season stress on unstable postural control in skilled aesthetic gymnasts. *Human Sport Med.* 2025;**25**(Suppl. 1):7–14. <https://doi.org/10.14529/hsm25s101>
6. Opala-Berdzik A., Głowacka M., Wilusz K. et al. Quiet standing postural sway of 10- to 13-year-old, national-level, female acrobatic gymnasts. *Acta Bioeng. Biomech.* 2018;**20**(2):117–123.
7. De Mello M.C., de Sá Ferreira A., Ramiro Felício L. Postural control during different unipodal positions in professional ballet dancers. *J. Dance Med. Sci.* 2017;**21**(4):151–155. <https://doi.org/10.12678/1089-313X.21.4.151>
8. Rangel J.G., Divino Nilo dos Santos W., Viana R.B. et al. Studies of classical ballet dancers' equilibrium at different levels of development and versus non-dancers: a systematic review. *J. Dance Med. Sci.* 2020;**24**(1):33–43. <https://doi.org/10.12678/1089-313X.24.1.33>
9. Ivanenko Y., Gurfinkel V.S. Human postural control. *Front. Neurosci.* 2018;**12**:171. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>
10. Trajković N., Kozinc Ž., Smajla D., Šarabon N. Relationship between ankle strength and range of motion and postural stability during single-leg quiet stance in trained athletes. *Sci. Rep.* 2021;**11**:11749. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-91337-6>
11. Viseux F., Lemaire A., Barbier F. et al. How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary. *Neurophysiol. Clin.* 2019;**49**(3):263–268. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.12.006>

12. Bueno J.W.F., Coelho D.B., de Souza C.R. et al. Association of foot sole sensibility with quiet and dynamic body balance in morbidly obese women. *Biomechanics*. 2021;**1**:334–345. <https://doi.org/10.3390/biomechanics1030028>
13. Mandroukas A., Metaxas I., Michailidis Y. et al. Muscle strength and joint range of motion of the spine and lower extremities in female prepubertal elite rhythmic and artistic gymnasts. *J. Func. Morphol. Kinesiol.* 2023;**8**(4):153. <https://doi.org/10.3390/jfmk8040153>
14. Kesilmis I., Kesilmis M.M., Akin M. The correlation between ankle range of motion and dynamic balance ability in rhythmic gymnasts. *Int. J. Physiother. Res.* 2017;**5**(4):2265–2270. <https://doi.org/10.16965/ijpr.2017.184>
15. Kim S.G., Kim W.S. Effect of ankle range of motion (ROM) and lower-extremity muscle strength on static balance control ability in young adults: a regression analysis. *Med. Sci. Monit.* 2018;**24**:3168–3175. <https://doi.org/10.12659/MSM.908260>
16. Andreeva A., Melnikov A., Skvortsov D. et al. Postural stability in athletes: the role of sport direction. *Gait Posture*. 2021;**89**:120–125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.07.005>
17. Quijoux F., Nicolai A., Chairi I. et al. A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code. *Physiol. Rep.* 2021;**9**(22):e15067. <https://doi.org/10.14814/phy2.15067>
18. Sozzi S., Ghai S., Schieppati M. Incongruity of geometric and spectral markers in the assessment of body sway. *Front. Neurol.* 2022;**13**:929132. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.929132>
19. Melnikov A.A., Smirnova P.A., Fedorov A.M. et al. The influence of balance training on regulation of postural balance in physically active girls. *Human Physiol.* 2023;**49**:513–524. <https://doi.org/10.1134/S0362119723600017>
20. Cawsey R.P., Chua R., Carpenter M.G. et al. To what extent can increasing the magnification of visual feedback of the centre of pressure position change the control of quiet standing balance? *Gait Posture*. 2009;**29**(2):280–284. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.007>
21. Golomer E., Mbongo F., Toussaint Y. et al. Right hemisphere in visual regulation of complex equilibrium: the female ballet dancers' experience. *Neurol. Res.* 2010;**32**(4):409–415. <https://doi.org/10.1179/174313209X382476>
22. Thalassinos M., Fotiadis G., Arabatzi F. et al. Sport skill-specific expertise biases sensory integration for spatial referencing and postural control. *J. Mot. Behav.* 2018;**50**:426–435. <https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1363704>
23. Peterka R.J., Loughlin P.J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J. Neurophysiol.* 2004;**91**(1):410–423. <https://doi.org/10.1152/jn.00516.2003>
24. Fabre M., Antoine M., Robitaille M.G. et al. Large postural sways prevent foot tactile information from fading: neurophysiological evidence. *Cereb. Cortex Commun.* 2020;**2**(1):tgaa094. <https://doi.org/10.1093/texcom/tgaa094>
25. Fernández-González P., Koutsou A., Cuesta-Gómez A. et al. Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors (Basel)*. 2020;**20**(11):3154. <https://doi.org/10.3390/s20113154>

26. Smieja M., Hunt D.L., Edelman D. et al. Clinical examination for the detection of protective sensation in the feet of diabetic patients. *J. Gen. Intern. Med.* 1999;**14**(7):418–424. <https://doi.org/10.1046/j.1525-1497.1999.05208.x>
27. Schober P., Boer C., Schwarte L.A. Correlation coefficients: Appropriate use and interpretation. *Anesthesiology and Analgesia*. 2018;**126**(5):1763–1768. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>
28. Cho H.J., Kim S., Jung J.Y. et al. Foot and ankle joint movements of dancers and non-dancers: a comparative study. *Sports Biomech.* 2019;**18**(6):587–594. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1452967>
29. Bennell K.L., Goldie P.A. The differential effects of external ankle support on postural control. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1994;**20**(6):287–295. <https://doi.org/10.2519/jospt.1994.20.6.287>
30. Menz H.B., Morris M.E., Lord S.R. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2005;**60**(12):1546–1552. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.12.1546>
31. Sung E.S., Kim J.H. Relationship between ankle range of motion and Biodex balance system in females and males. *J. Exerc. Rehabil.* 2018;**14**:133–137. <https://doi.org/10.12965/jer.35146.573>
32. Lima B.N., Lucareli P.R., Gomes W.A. et al. The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static-stretching on postural sway and gastrocnemius muscle activity during single-leg balance tasks. *J. Sports Sci. Med.* 2014;**13**(3):564–570.
33. Barrack R.L., Skinner H.B., Cook S.D. Proprioception of the knee joint, paradoxical effect of training. *Am. J. Phys. Med.* 1984;**63**:175–181.
34. Schmitt H., Kuni B., Sabo D. Influence of professional dance training on peak torque and proprioception at the ankle. *Clin. J. Sport Med.* 2005;**15**(5):331–339. <https://doi.org/10.1097/01.jsm.0000181437.41268.56>
35. Steinberg N., Hershkovitz I., Zeev A. et al. Joint hypermobility and joint range of motion in young dancers. *J. Clin. Rheumatol.* 2016;**22**(4):171–178. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000000420>
36. Akkaya K.U., Burak M., Yıldız R. et al. Examination of foot sensations in children with generalized joint hypermobility. *Early Hum. Dev.* 2023;**180**:105755. <https://doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2023.105755>
37. Lin C.F., Lee I.J., Liao J.H. et al. Comparison of postural stability between injured and uninjured ballet dancers. *Am. J. Sports Med.* 2011;**39**(6):1324–1331. <https://doi.org/10.1177/0363546510393943>
38. Barreau X., Courtin C., Ramos-Pascual S. et al. Epidemiology of musculoskeletal injuries in professional ballet dancers at the Opéra de Paris. *Clin. J. Sport Med.* 2024;**35**(4):489–497. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000001316>
39. Leanderson J., Eriksson E., Nilsson C. et al. Proprioception in classical ballet dancers: a prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. *Am. J. Sports Med.* 1996;**24**(3):370–374. <https://doi.org/10.1177/036354659602400320>
40. Aydın T., Yıldız Y., Yıldız C. et al. Proprioception of the ankle: a comparison between female teenaged gymnasts and controls. *Foot Ankle Int.* 2002;**23**:123–129. <https://doi.org/10.1177/107110070202300208>

41. Bronstein A.M. Multisensory integration in balance control. *Handb. Clin. Neurol.* 2016;**137**:57–66. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63437-5.00004-2>
42. Schlee S.T., Sterzing T., Milani T.L. Influence of footwear on foot sensitivity: a comparison between barefoot and shod sports. In: H.-J. Menzel, M.H. Chagas (eds.) *XXV ISBS Symposium 2007*, Ouro Preto – Brazil. 2007, pp. 285–288. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/461>
43. Alfuth M., Lütke Kosmann J., Knicker A. Comparison of plantar sensitivity, dynamic balance, and lower extremity joint range of motion between experienced female ballet dancers and female non-dancing athletes: a cross-sectional study. *J. Dance Med. Sci.* 2021;**25**(4):238–248. <https://doi.org/10.12678/1089-313X.121521c>
44. Burcal C.J., Wikstrom E.A. Plantar cutaneous sensitivity with and without cognitive loading in people with chronic ankle instability, copers, and uninjured controls. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2016;**46**(4):270–276. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6351>
45. Schut I.M., Engelhart D., Pasma J.H. et al. Compliant support surfaces affect sensory reweighting during balance control. *Gait Posture.* 2017;**53**:241–247. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.004>
46. Francis P., Schofield G. From barefoot hunter gathering to shod pavement pounding: Where to from here? A narrative review. *BMJ Open Sport Exerc. Med.* 2020;**6**(1):e000577. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000577>
47. Korchi K., Noé F., Bru N. et al. Optimization of the effects of physical activity on plantar sensation and postural control with barefoot exercises in institutionalized older adults: a pilot study. *J. Aging Phys. Act.* 2019;**27**(4):452–465. <https://doi.org/10.1123/japa.2018-0016>

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Мельников Андрей Александрович — д-р биол. наук; зав. каф. физиологии, Российский университет спорта "ГЦОЛИФК», Москва, Российская Федерация
E-mail: Meln1974@yandex.ru,
<https://orcid.org/0000-0001-5281-5306>

Шипунов Савелий Дмитриевич — асп. каф. физиологии 4 года обучения очной формы, Российский университет спорта "ГЦОЛИФК", Москва, Российская Федерация
E-mail: shipunov1997@mail.ru
<https://orcid.org/0000-0003-4951-5454>

AUTHOR INFORMATION

Melnikov, Andrey A. — Ph.D. (Biology); Head of the Department of Physiology, Russian University of Sports "GTSOLIFK", Moscow, Russian Federation
E-mail: Meln1974@yandex.ru
<https://orcid.org/0000-0001-5281-5306>

Shipunov, Saveliy D. — 4th Year Full-Time Postgraduate,
Russian University of Sports “GTSOLIFK”,
Moscow, Russian Federation
E-mail: shipunov1997@mail.ru
<https://orcid.org/0000-0003-4951-5454>

Поступила в редакцию 25.08.2025
После доработки 26.09.2025
Принята к публикации 27.09.2025

Received August 25, 2025
Revised September 26, 2025
Accepted September 27, 2025