

УДК 612.886

ВЛИЯНИЕ СТРЕТЧИНГ-ТРЕНИРОВКИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ НА УСТОЙЧИВОСТЬ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ

© 2021 г. А. А. Мельников^{1,*}, П. А. Смирнова², Р. Ю. Николаев³,
О. Б. Подоляка⁴, А. М. Андреева⁵

¹ФГБОУ ВО Российский государственный университет
физической культуры спорта молодежи и туризма (ГЦОЛИФК), Москва, Россия

²ФГБОУ ВО Ярославский государственный педагогический университет
имени К.Д. Ушинского, Ярославль, Россия

³ФГБОУ ВО Рыбинский государственный авиационный технический университет
имени П.А. Соловьева, Рыбинск, Россия

⁴ФГБОУ ВО Череповецкий государственный университет, Череповец, Россия

⁵ФГБУ ФЦПСПР “Федеральный центр подготовки спортивного резерва” Минспорта России, Москва, Россия

*E-mail: meln1974@yandex.ru

Поступила в редакцию 28.09.2020 г.

После доработки 19.10.2020 г.

Принята к публикации 24.12.2020 г.

В работе исследованы эффекты стретчинг-тренировки на стабильнографические и кинематические показатели устойчивости моноопорной стойки у здоровых девушек ($n = 14$). Стретчинг-тренировка (10 нед., 3 раза в нед. по 80 мин) была направлена на развитие суставной подвижности нижних конечностей. До и после стретчинг-тренировки определяли: амплитуду и скорость колебаний общего центра давления (ОЦД) (стабилоплатформа “*Neurocor Trast-M*”); амплитуду и скорость колебаний углов в голеностопном (ГСС), коленном (КС) и тазобедренном (ТБС) суставах (гироскопы “*Neurocor Trast-M*”) во время моноопорной стойки с открытыми (ОГ) и закрытыми глазами (ЗГ); а также специфическую проприоцептивную чувствительность, как точность воспроизведения угла наклона в ГСС вертикальной позой. По сравнению с контрольной группой ($n = 14$) установлено: увеличение максимальной амплитуды активного сгибания (+6.5 град, $p < 0.1$) и отведения (+6.4 град, $p < 0.05$) ноги в ТБС; уменьшение амплитуды (–24.8%, $p < 0.01$ по сравнению с исходным уровнем и $p = 0.021$ по сравнению с контролем) и увеличение частоты колебаний ОЦД в сагиттальной плоскости; снижение площади статокинезиограммы (–26.3%, $p < 0.05$ по сравнению с исходным уровнем и с изменением в контроле); снижение амплитуды колебаний в ТБС по фронтالي (–24.8 град, $p < 0.01$ по сравнению с исходным уровнем), а также снижение амплитуды (–33.7%, $p < 0.01$ по сравнению с исходным уровнем) и увеличение частоты колебаний в ГСС по сагиттали в моноопорной стойке с ОГ. Однако существенных отличий в динамике проприоцептивной чувствительности и устойчивости в стойке с ЗГ не выявлено. Стретчинг-тренировка нижних конечностей вызывает повышение устойчивости моноопорной позы. Предположительным механизмом улучшения регуляции моноопорной позы было повышение стабильности тазобедренного сустава во фронтальной плоскости.

Ключевые слова: тренировка гибкости, поструральная регуляция, моноопорная поза, суставная подвижность, стабильнография, кинематика позы.

DOI: 10.31857/S0131164621030127

В середине февраля 2020 г. оборвалась линия жизни выдающегося отечественного ученого, внесшего огромный вклад в развитие сенсорной физиологии и физиологии движений, Инесы Бенедиктовны Козловской. Ее взгляды и идеи об афферентном контроле движений легли в основу многих научных исследований. Более того, ее мысли, высказанные на различных конференциях и вовремя общения в узких кругах, и сейчас незримо вдохновляют на проведение научных

экспериментов. Не является исключением и данная работа, посвященная механизмам совершенствования регуляции вертикальной позы человека под влиянием физической тренировки, тесным образом связанная с экспериментами и идеями [1] этой яркой личности.

Достижение высоких спортивных результатов тесно связано с двигательными способностями спортсменов, многие из которых определяются эффективностью регуляции вертикальной позы

[2]. Следовательно, изучение механизмов постральной регуляции и методов их развития является важной задачей спортивной физиологии.

Особое влияние на регуляцию вертикальной позы оказывают упражнения, направленные на растяжение сухожильно-мышечного аппарата и повышение суставной подвижности, или стретчинг. Под влиянием острого кратковременного статического стретчинга увеличивается амплитуда движений, уменьшается мышечная и общая суставная жесткость [3, 4], что способствует снижению травматизма во время высокоамплитудных [5] или ультрадлинных и однообразных упражнений [6]. Позитивные изменения отмечаются также в регуляции динамического пострального баланса [7, 8]. Однако длительный статический стретчинг снижает мощность мышечных сокращений [9], проприоцептивную чувствительность [10] и статическую устойчивость вертикальной позы [11, 12], что может ухудшать спортивные результаты, связанные с этими физическими способностями.

Сравнительно малоизученными являются эффекты хронического применения стретчинг-упражнений (стретчинг-тренировок) на особенности регуляции статического и динамического равновесия позы. В работе [13] установлены позитивные эффекты четырехмесячного использования стретчинг-упражнений на стабиллографические показатели регуляции позы у пожилых испытуемых, авторы предположили, что увеличение статической устойчивости позы было связано с ростом суставной подвижности. Положительное значение высокой растяжимости сухожильно-мышечного аппарата нижних конечностей для статического равновесия позы отмечали в различных условиях стояния у наиболее “растянутых” спортсменов – танцоров балета [14, 15]. Однако в других исследованиях отмечена парадоксально низкая способность к статическому равновесию у мастеров балета, по сравнению с дзюдоистами [16] или не спортсменами, особенно в стойке с закрытыми глазами [17]. Учитывая противоречивость данных об особенностях регуляции позы у лиц с высокой суставной подвижностью и малое число работ, посвященных выявлению эффектов длительного использования стретчинга на регуляцию позы, мы провели собственное лонгитудинальное исследование эффекта стретчинг-тренировки на устойчивость моноопорной вертикальной позы.

МЕТОДИКА

В исследовании на добровольной основе принимали участие практически здоровые и физически активные 28 девушек-студенток (18–21 год), без заболеваний центральной и периферической нервно-мышечной системы и органов зрения.

14 девушек вошли в группу “Контроль” (масса тела: 58.5 ± 6.2 кг; длина тела: 164.4 ± 4.7 см) и 14 – в экспериментальную группу “Стретчинг” (масса тела: 58.3 ± 9.3 кг; длина тела: 164.1 ± 6.6 см).

Регистрацию всех показателей выполняли до и после 10-недельного эксперимента. Контрольная группа вела привычный образ жизни и занималась физическими упражнениями в рамках дисциплины “Физическая культура” университета (дважды в неделю). Экспериментальная группа тренировалась по программе стретчинг-тренировки (трижды в неделю по 80 мин). Стретчинг-тренировка состояла из статических и динамических растягивающих упражнений с целью увеличения подвижности в голеностопном суставе (ГСС) и тазобедренном суставе (ТБС) нижних конечностей. В каждое занятие были включены: 15 мин общей разминки (беговые и прыжковые упражнения); 20 мин динамического стретчинга в движении (выпады вперед и в стороны, наклоны туловищем, махи ногами во время ходьбы и другие); 20 мин динамического стретчинга на месте (выпады, наклоны туловищем, махи ногами и другие в статических положениях); 20 мин статического стретчинга (удержание максимальных амплитуд в течение 15–45 с в суставах конечностей в статических положениях); 5 мин восстановительных динамических упражнений. Тренировки проводил тренер, имеющий опыт развития гибкости у спортсменок художественной гимнастики.

Постуральную устойчивость оценивали по величине колебаний общего центра давления (ОЦД) в моноопорной стойке на неведущей ноге с открытыми (ОГ, 40 с) и закрытыми (ЗГ, 40 с) глазами на стабиллоплатформе “*Neurocor Trast-M*” (Россия, частота дискретизации сигнала 500 Гц). Вторая нога была согнута в коленном суставе (около 100 град), руки были скрещены и прижаты к груди. В положении ОГ испытуемые смотрели на круг на расстоянии 2 м от платформы. Для анализа устойчивости позы использовали: 1) среднеквадратическое отклонение (или амплитуду) колебаний ОЦД в сагиттальной и фронтальной плоскости (*SD*-ОЦД-с и *SD*-ОЦД-ф в мм соответственно); 2) среднюю линейную скорость ОЦД в сагиттальной и фронтальной плоскости (*V*-ОЦД-с и *V*-ОЦД-ф в мм/с соответственно); 3) 95% площадь колебаний ОЦД (*S*-ОЦД, мм²); 4) частоту спектра, составляющую 60% от общей мощности спектра в сагиттальной (60% *Pw*-ОЦД-с, Гц) и фронтальной (60% *Pw*-ОЦД-ф, Гц) плоскости, которая отражает смещение колебаний ОЦД в область низких или высоких частот.

Кинематический анализ моноопорной позы. Во время постральных тестов синхронно с ОЦД определяли колебания углов в тазобедренном (ТБС), коленном (КС) и голеностопном (ГСС)

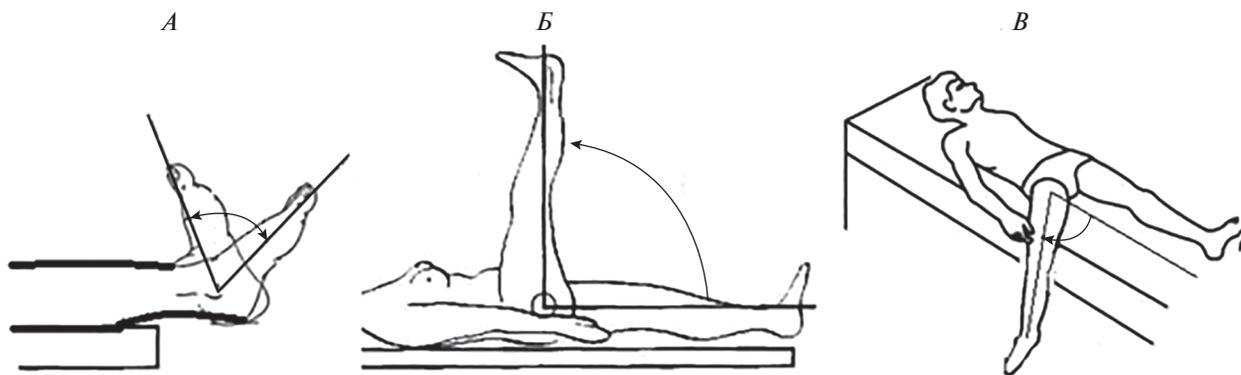


Рис. 1. Схема, представляющая движения, в которых определялась максимальная активная суставная подвижность опорной ноги.

А – амплитуда сгибания стопы в ГСС. Б – амплитуда сгибания в ТБС. В – амплитуда отведения в ТБС.

суставах опорной конечности с помощью четырех датчиков-гироскопов (“*Neurocor Trast-M*”), закрепленных эластичной лентой на тыльной стороне стопы, латеральных сторонах голени и бедра, а также на спине (L4–L5). Для анализа (программное обеспечение “*Neurocor Trast-M*”) использовали показатели колебаний углов в ТБС, КС и ГСС опорной конечности в сагиттальной и фронтальной плоскости: 1) среднеквадратическое отклонение (или амплитуда) (*SD-ТБС-с/ф*, *SD-ГСС-с/ф* и *SD-КС-с* в град); 2) средняя угловая скорость колебаний суставных углов (*V-ТБС-с/ф*, *V-ГСС-с/ф* и *V-КС-с* в град/с); 3) частота спектра, составляющая 60% от общей мощности спектра в сагиттальной и фронтальной плоскости (60% *Pw-ТБС-с/ф*, 60% *Pw-ГСС-с/ф*, 60% *Pw-КС-с* в Гц), характеризующая смещение колебаний суставных углов в область низких или высоких частот.

Специфическую проприоцептивную чувствительность определяли как способность к активному воспроизведению угла наклона прямым вертикальным телом в голеностопном суставе. Тест состоял из 5 этапов: 1) 10 с вертикальная биопорная стойка с ЗГ на стабиллоплатформе; 2) наклон прямым телом (руки прижаты по бокам к туловищу) путем сгибания в ГСС вперед до касания грудью ограничителя, расположенного на расстоянии 5 см от груди (2–3 с); 3) запоминание в течение 5 с согнутого в ГСС статической вертикальной позы с ЗГ – рабочая поза; 4) возврат в исходное вертикальное положение с ЗГ; 5) самостоятельное воспроизведение рабочей позы (5 с) по команде экспериментатора с возвращением в исходное вертикальное положение. Воспроизведение наклона телом выполняли трижды. Для оценки специфической проприоцептивной чувствительности определяли: абсолютную среднюю (за три попытки) ошибку воспроизведения отклонения

ОЦД (в мм), абсолютную среднюю ошибку воспроизведения угла в ГСС и ТБС (в град).

Активную суставную подвижность в ТБС и ГСС одной опорной конечности регистрировали с помощью гониометрических датчиков-гироскопов в положении лежа испытуемого на кушетке. Определяли общую максимальную амплитуду (в градусах) суставной подвижности: 1) тыльного и подошвенного сгибания стопы в ГСС (рис. 1, А); 2) сгибания выпрямленной ноги в ТБС (рис. 1, Б); 3) отведения выпрямленной ноги в сторону в ТБС (рис. 1, В). Испытуемый выполнял трижды необходимое движение, для расчета отбирали максимальный результат. Перед тестом испытуемый выполнял 5 пробных целевых движений.

Статистика. Результаты представлены как средняя арифметическая (M) \pm стандартное отклонение (Ст. откл.). Для всех показателей определяли степень изменения за экспериментальный период относительно исходного уровня (Δ , %). По данным критерия *Shapiro-Wilk* значительная часть показателей имела ненормальное распределение. Сравнительный анализ между группами выполняли с помощью критерия *Mann-Whitney*. Различия в показателях до и после экспериментального периода выполняли с помощью парного теста *Wilcoxon*. Корреляционный анализ проводили с изменениями показателей за экспериментальный период (Δ) с помощью ранговой корреляции *Spearman* (r). Расчеты выполняли в программе *Statistica v 12*.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Эффект стретчинг-тренировки на максимальную активную подвижность в суставах опорной конечности. До тренировки в группе “Стретчинг” была повышена подвижность в ТБС в тесте сгибания ноги (116 ± 15 и 94 ± 15 град в группах “Стрет-

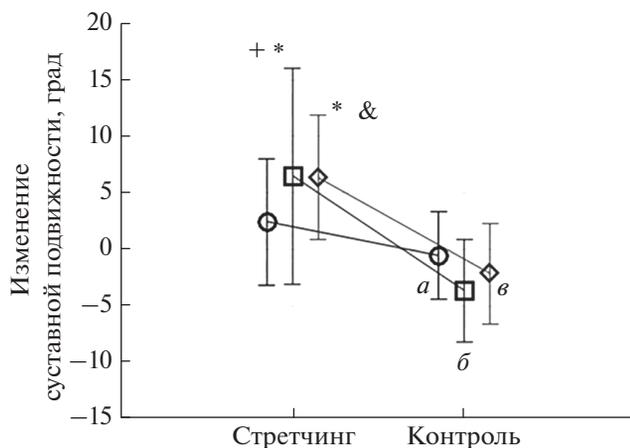


Рис. 2. Изменение активной суставной подвижности (в градусах) за период тренировки в группах “Стретчинг” и “Контроль” ($M \pm 95\%$ Дов. инт). а – сгибание в ГСС, б – сгибание в ТБС, в – отведение в ТБС. * – $p < 0.05$ между группами “Стретчинг” и “Контроль”. + – $p = 0.069$ и & – $p = 0.012$ по сравнению с исходным уровнем в группе “Стретчинг”.

чинг” и “Контроль” соответственно, $p < 0.01$), в других тестах группы не различались.

В результате тренировки в группе “Стретчинг” увеличилась активная подвижность в ТБС: на 6.5 град ($p = 0.069$) в сгибании и на 6.4 град ($p = 0.012$) в отведении ноги, что отличалось от изменений в контроле ($p = 0.039$ и $p = 0.014$ соответственно, рис. 2), однако изменения подвижности в ГСС были не существенны ($p = 0.35$ между Δ в группах).

Эффект тренировки на стабилографические показатели устойчивости одноопорной позы. До и после тренировки группы существенно не отличались по V -ОЦД (все $p > 0.1$) во всех тестах. Однако в стойке с ОГ выявлена тенденция к меньшей постральной устойчивости по S -ОЦД и SD -ОЦД-с/ф в группе “Стретчинг” ($p < 0.09$ между группами, табл. 1).

Под влиянием тренировки в стойке с ОГ произошло существенное снижение S -ОЦД ($p = 0.024$), SD -ОЦД-с ($p < 0.01$) и повышение 60% Pw -ОЦД-с ($p < 0.09$), по сравнению с исходным уровнем. Также, изменения показателей: ΔS -ОЦД ($p = 0.041$), ΔSD -ОЦД-с ($p = 0.021$) и $\Delta 60\%$ Pw -ОЦД-с ($p = 0.041$) были отличны от изменений в контроле (табл. 1). В стойке с ЗГ улучшились показатели SD -ОЦД-с ($p < 0.01$) и S -ОЦД ($p < 0.05$), однако динамика этих показателей в группах была схожей. Таким образом, повышение устойчивости моноопорной позы произошло только в стойке с ОГ.

Повышение активной подвижности в ТБС (и в отведении, и в сгибании) не коррелировало с улучшением, т.е. с ΔS -ОЦД и ΔSD -ОЦД-с в тестах

с ОГ и ЗГ. Однако повышение амплитуды сгибания ноги в ТБС коррелировало с $\Delta 60\%$ Pw -ОЦД-с ($r = 0.477$, $p < 0.05$) и $\Delta 60\%$ Pw -ОЦД-ф ($r = 0.325$, $p < 0.1$) в стойке с ОГ, но не в стойке с ЗГ. То есть повышение частоты колебаний ОЦД в результате тренировки коррелировало с увеличением суставной подвижности в ТБС.

Эффект тренировки на кинематические показатели (колебания суставных углов) устойчивости одноопорной позы. До тренировки группа “Стретчинг” отличалась немного повышенной V -ТБС-ф ($p = 0.076$) в стойке с ОГ (табл. 2).

Эффект тренировки проявился в снижении амплитуды колебаний углов в ТБС по фронтالي (SD -ТБС-ф) в стойке с ОГ (-24.8% , $p = 0.008$ по сравнению с исходным уровнем) и это изменение отличалось от контрольных величин ($p = 0.043$, табл. 2). В тесте с ЗГ наблюдалось снижение SD -ТБС-с ($p = 0.054$) и SD -ТБС-ф ($p = 0.064$) и V -ТБС-ф ($p = 0.055$), однако схожая динамика была в контроле, и межгрупповых различий в динамике не выявлено.

Корреляция изменений суставной подвижности, стабилографических и кинематических показателей в результате тренировки. ΔSD -ТБС-ф коррелировало с ΔSD -ОЦД-с ($r = 0.44$, $p < 0.05$), S -ОЦД ($r = 0.48$, $p < 0.01$) и ΔV -ОЦД-с ($r = 0.44$, $p < 0.01$) в стойке с ОГ. Кроме того, только увеличение суставной подвижности ТБС (сгибание ТБС) коррелировало с уменьшением амплитуды колебаний в ТБС ($r = -0.43$; $p = 0.022$), а также с увеличением частоты колебаний в ТБС по фронтالي ($\Delta 60\%$ Pw -ТБС-ф, $r = 0.34$, $p = 0.08$) в стойке с ОГ. Изменение активной максимальной суставной подвижности в ГСС коррелировало с ΔSD -ТБС-ф ($r = -0.37$, $p = 0.050$).

Колебания углов в КС. До тренировки отмечалась тенденция к повышенной SD -КС-с ($p = 0.056$) и V -КС ($p = 0.022$) в группе “Стретчинг” по сравнению с группой “Контроль”, указывая на сниженную постральную устойчивость группы “Стретчинг” за счет повышенной амплитуды и особенно скорости движений в коленном суставе.

Тренировка не вызвала существенных изменений амплитуды или скорости колебаний углов в КС в тесте ОГ и ЗГ. Однако были отмечены межгрупповые различия в динамике: ΔSD -КС-с ($p = 0.023$) и ΔV -КС-с ($p = 0.020$) в стойке с ОГ (табл. 2).

Корреляция изменений колебаний углов в КС с изменением колебаний ОЦД. Хотя ΔSD -КС-с в стойке с ОГ коррелировало с колебаниями ОЦД в тесте с ОГ: ΔSD -ОЦД-с ($r = 0.59$; $p < 0.001$), ΔSD -ОЦД-ф ($r = 0.55$; $p < 0.01$), ΔV -ОЦД-с ($r = 0.44$; $p = 0.018$) и ΔS -ОЦД ($r = 0.59$; $p < 0.01$), но, поскольку достоверного снижения SD и V в КС не было, то снижение амплитуды колебаний КС после стретчинг-тренировки не объясняло позитив-

Таблица 1. Эффект стретчинг-тренировки на стабилографические показатели в группах ($M \pm$ Ст. откл.)

Показатели	Стретчинг ($n = 14$)	Контроль ($n = 14$)	p
Открытые глаза			
SD -ОЦД-с (до), мм	7.5 ± 2.4	6.2 ± 1.8	0.077
SD -ОЦД-с (после), мм	$5.3 \pm 0.8^{**}$	6.2 ± 1.6	0.183
ΔSD -ОЦД-с, %	-24.8 ± 21.1	8.7 ± 46.6	0.021
SD -ОЦД-ф (до), мм	4.6 ± 1.3	3.9 ± 0.7	0.064
SD -ОЦД-ф (после), мм	4.4 ± 0.7	4.3 ± 1.0	0.597
ΔSD -ОЦД-ф, %	-0.6 ± 20.8	12.1 ± 28.0	0.323
S -ОЦД (до), мм ²	412.9 ± 295.9	269.0 ± 88.2	0.093
S -ОЦД (после), мм ²	$258.3 \pm 70.6^*$	317.6 ± 156.0	0.476
ΔS -ОЦД, %	-26.3 ± 27.6	31.0 ± 80.6	0.041
V -ОЦД-ф (до), мм/с	20.0 ± 5.8	18.9 ± 5.7	0.836
V -ОЦД-ф (после), мм/с	21.7 ± 5.0	19.9 ± 4.3	0.260
ΔV -ОЦД-ф, %	12.0 ± 22.3	9.3 ± 24.3	0.476
V -ОЦД-с (до), мм/с	19.7 ± 7.0	18.3 ± 6.2	0.765
V -ОЦД-с (после), мм/с	18.7 ± 5.8	18.6 ± 4.5	0.730
ΔV -ОЦД-с, %	-2.1 ± 18.8	5.4 ± 22.4	0.395
60% P_w -ОЦД-с (до), Гц	0.16 ± 0.12	0.25 ± 0.21	0.124
60% P_w -ОЦД-с (после), Гц	$0.24 \pm 0.13^{\wedge}$	0.20 ± 0.14	0.232
$\Delta 60\%P_w$ -ОЦД-с, %	106.3 ± 176.1	-0.1 ± 55.5	0.041
60% P_w -ОЦД-ф (до), Гц	0.41 ± 0.16	0.52 ± 0.21	0.183
60% P_w -ОЦД-ф (после), Гц	0.53 ± 0.14	0.55 ± 0.24	0.927
$\Delta 60\%P_w$ -ОЦД-ф, %	63.1 ± 110.7	19.7 ± 64.1	0.358
Закрытые глаза			
SD -ОЦД-с (до), мм	10.8 ± 2.8	9.7 ± 2.5	0.190
SD -ОЦД-с (после), мм	$8.9 \pm 1.9^{**}$	$8.6 \pm 2.7^{\wedge}$	0.613
ΔSD -ОЦД-с, %	-12.5 ± 29.7	-11.9 ± 18.2	0.597
SD -ОЦД-ф (до), мм	8.9 ± 1.9	9.9 ± 4.3	0.945
SD -ОЦД-ф (после), мм	8.0 ± 1.0	$7.8 \pm 1.9^{**}$	0.346
ΔSD -ОЦД-ф, %	-6.3 ± 19.9	-15.8 ± 19.6	0.206
S -ОЦД (до), мм ²	1110.4 ± 448.0	1115.1 ± 881.2	0.421
S -ОЦД (после), мм ²	$822.4 \pm 249.1^*$	$782.5 \pm 432.1^*$	0.421
ΔS -ОЦД, %	-12.8 ± 47.4	-20.0 ± 29.6	0.662
V -ОЦД-ф (до), мм/с	41.7 ± 9.0	40.7 ± 10.9	0.836
V -ОЦД-ф (после), мм/с	41.8 ± 9.0	40.3 ± 9.6	0.597
ΔV -ОЦД-ф, %	1.6 ± 16.1	0.8 ± 14.0	0.982
V -ОЦД-с (до), мм/с	42.5 ± 12.3	44.8 ± 15.0	0.836
V -ОЦД-с (после), мм/с	39.6 ± 11.2	40.8 ± 17.1	0.597
ΔV -ОЦД-с, %	-5.6 ± 18.0	-8.3 ± 23.8	0.662
60% P_w -ОЦД-с (до), Гц	0.38 ± 0.16	0.44 ± 0.13	0.223
60% P_w -ОЦД-с (после), Гц	0.40 ± 0.09	0.46 ± 0.19	0.854
$\Delta 60\%P_w$ -ОЦД-с, %	37.9 ± 104.4	15.9 ± 68.7	0.597
60% P_w -ОЦД-ф (до), Гц	0.52 ± 0.25	0.55 ± 0.28	0.408
60% P_w -ОЦД-ф (после), Гц	0.61 ± 0.20	0.67 ± 0.26	0.613
$\Delta 60\%P_w$ -ОЦД-ф, %	30.6 ± 49.8	47.9 ± 99.8	0.854

Примечание: p – различия между группами, $^{\wedge}/^{**}$ – $p < 0.1/0.05/0.01$ – различия между до и после стретчинг-тренировки. Δ – изменение за период тренировки в %. Жирный шрифт – существенные отличия, $p < 0.05$.

Таблица 2. Эффект стретчинг-тренировки на кинематические показатели устойчивости одноопорной позы ($M \pm \text{Ст. откл.}$)

Показатели	Стретчинг ($n = 14$)	Контроль ($n = 14$)	p
Открытые глаза (ОГ)			
ТБС-ОГ			
SD -ТБС-с (до), град	0.62 ± 0.31	0.45 ± 1.26	0.35
SD -ТБС-с (после), град	0.51 ± 0.24	0.50 ± 2.27	0.36
ΔSD -ТБС-с, %	17.4 ± 93.9	44.1 ± 102.7	0.479
SD -ТБС-ф (до), град	0.82 ± 0.25	0.54 ± 7.45	0.70
SD -ТБС-ф (после), град	$0.44 \pm 0.44^{**}$	0.62 ± 7.84	0.16
ΔSD -ТБС-ф, %	-24.8 ± 98.1	30.1 ± 48.5	0.043
V -ТБС-ф (до), град/с	1.64 ± 0.43	1.23 ± 2.53	0.076
V -ТБС-ф (после), град/с	1.60 ± 0.52	1.40 ± 2.28	0.78
ΔV -ТБС-ф, %	1.7 ± 36.9	17.4 ± 44.9	0.319
V -ТБС-с (до), град/с	1.88 ± 0.75	1.54 ± 1.16	0.228
V -ТБС-с (после), град/с	2.47 ± 0.93	1.92 ± 3.18	0.279
ΔV -ТБС-с, %	33.6 ± 43.4	27.6 ± 79.7	0.803
60% Pw -ТБС-с (до), Гц	0.10 ± 0.06	0.10 ± 0.06	0.981
60% Pw -ТБС-с (после), Гц	0.30 ± 0.06	0.10 ± 0.05	0.254
$\Delta 60\%Pw$ -ТБС-с, %	131.8 ± 261.1	33.0 ± 80.5	0.175
60% Pw -ТБС-ф (до), Гц	0.10 ± 0.04	0.10 ± 0.09	0.794
60% Pw -ТБС-ф (после), Гц	0.12 ± 0.04	0.13 ± 0.06	0.605
$\Delta 60\%Pw$ -ТБС-ф, %	56.4 ± 94.1	53.8 ± 55.7	0.931
КС-ОГ			
SD -КС-с (до), град	1.13 ± 0.74	0.64 ± 0.54	0.056
SD -КС-с (после), град	0.79 ± 0.41	$1.06^{\wedge} \pm 0.76$	0.265
ΔSD -КС-с, %	-45.6 ± 157.9	49.8 ± 170.9	0.023
V -КС-с (до), град/с	2.92 ± 1.70	1.7 ± 0.68	0.022
V -КС-с (после), град/с	2.47 ± 1.35	$2.1^{\wedge} \pm 0.78$	0.431
ΔV -КС-с, %	-4.0 ± 42.3	29.4 ± 25.3	0.020
60% Pw -КС-с (до), Гц	0.10 ± 0.11	0.13 ± 0.07	0.356
60% Pw -КС-с (после), Гц	0.12 ± 0.07	0.13 ± 0.08	0.807
$\Delta 60\%Pw$ -КС-с, %	81.7 ± 134.1	20.7 ± 109.8	0.135
ГСС-ОГ			
SD -ГСС-с (до), град	1.08 ± 0.51	0.72 ± 0.31	0.032
SD -ГСС-с (после), град	$0.67 \pm 0.23^{**}$	$0.91^{\wedge} \pm 0.47$	0.110
ΔSD -ГСС-с, %	-33.7 ± 13.2	37.0 ± 63.0	0.001
SD -ГСС-ф (до), град	1.58 ± 0.71	1.22 ± 0.49	0.124
SD -ГСС-ф (после), град	1.33 ± 0.51	$1.71^{\wedge} \pm 0.96$	0.221
ΔSD -ГСС-ф, %	-0.7 ± 57.4	51.0 ± 91.5	0.099
V -ГСС-ф (до), град/с	5.19 ± 2.36	5.02 ± 2.67	0.866
V -ГСС-ф (после), град/с	6.14 ± 3.19	6.09 ± 2.38	0.961
ΔV -ГСС-ф, %	24.5 ± 52.5	40.2 ± 68.3	0.507
V -ГСС-с (до), град/с	2.82 ± 1.12	2.05 ± 0.72	0.085
V -ГСС-с (после), град/с	2.65 ± 1.12	$2.36^{\wedge} \pm 0.91$	0.464
ΔV -ГСС-с, %	-4.1 ± 25.4	18.2 ± 32.0	0.088
60% Pw -ГСС-с (до), Гц	0.14 ± 0.08	0.22 ± 0.13	0.043
60% Pw -ГСС-с (после), Гц	$0.21 \pm 0.09^{*}$	0.18 ± 0.10	0.394
$\Delta 60\%Pw$ -ГСС-с, %	107.9 ± 161.3	0.5 ± 78.2	0.018
60% Pw -ГСС-ф (до), Гц	0.31 ± 0.17	0.40 ± 0.20	0.213
60% Pw -ГСС-ф (после), Гц	$0.50 \pm 0.24^{*}$	0.43 ± 0.28	0.462
$\Delta 60\%Pw$ -ГСС-ф, %	104.6 ± 169.1	43.9 ± 158.1	0.030

Таблица 2. Окончание

Показатели	Стретчинг ($n = 14$)	Контроль ($n = 14$)	p
Закрытые глаза (ЗГ)			
ТБС-ЗГ			
SD -ТБС-с (до), град	1.69 ± 1.55	1.47 ± 1.14	0.865
SD -ТБС-с (после), град	$1.06 \pm 0.91^{\wedge}$	1.17 ± 0.82	0.447
ΔSD -ТБС-с, %	-17.9 ± 70.3	-1.0 ± 42.3	0.139
SD -ТБС-ф (до), град	1.74 ± 1.62	2.13 ± 1.43	0.308
SD -ТБС-ф (после), град	$1.11 \pm 0.58^{\wedge}$	2.12 ± 1.83	0.394
ΔSD -ТБС-ф, %	-14.8 ± 41.7	7.4 ± 90.5	0.942
V -ТБС-ф (до), град/с	5.73 ± 7.09	4.49 ± 2.94	0.790
V -ТБС-ф (после), град/с	$3.64 \pm 1.61^{\wedge}$	4.39 ± 2.97	0.580
ΔV -ТБС-ф, %	-10.9 ± 42.5	0.3 ± 44.3	0.482
V -ТБС-с (до), град/с	6.26 ± 6.59	4.28 ± 2.22	0.467
V -ТБС-с (после), град/с	5.26 ± 3.64	4.18 ± 2.82	0.519
ΔV -ТБС-с, %	1.2 ± 57.8	-2.5 ± 42.5	0.790
$60\%Pw$ -ТБС-с (до), Гц	0.12 ± 0.07	0.16 ± 0.10	0.244
$60\%Pw$ -ТБС-с (после), Гц	0.40 ± 0.89	0.12 ± 0.07	0.447
$\Delta 60\%Pw$ -ТБС-с, %	351.7 ± 894.0	-7.6 ± 54.2	0.275
$60\%Pw$ -ТБС-ф (до), Гц	0.16 ± 0.09	0.23 ± 0.13	0.216
$60\%Pw$ -ТБС-ф (после), Гц	0.20 ± 0.12	0.16 ± 0.07	0.420
$\Delta 60\%Pw$ -ТБС-ф, %	87.7 ± 181.4	-2.9 ± 64.1	0.091
КС-ЗГ			
SD -КС-с (до), град	1.81 ± 1.45	1.75 ± 1.20	0.892
SD -КС-с (после), град	1.29 ± 0.64	1.76 ± 1.72	0.341
ΔSD -КС-с, %	-1.4 ± 58	23.5 ± 101	0.696
V -КС-с (до), град/с	6.12 ± 3.52	5.0 ± 2.02	0.292
V -КС-с (после), град/с	5.60 ± 3.52	4.7 ± 1.62	0.405
ΔV -КС-с, %	-5.7 ± 30	1.7 ± 34	0.505
$60\%Pw$ -КС-с (до), Гц	0.21 ± 0.23	0.19 ± 0.11	0.796
$60\%Pw$ -КС-с (после), Гц	0.21 ± 0.16	0.15 ± 0.12	0.262
$\Delta 60\%Pw$ -КС-с, %	57.9 ± 131.8	18.4 ± 133.5	0.190
ГСС-ЗГ			
SD -ГСС-с (до), град	2.08 ± 2.16	1.38 ± 0.61	0.253
SD -ГСС-с (после), град	$1.29 \pm 0.49^{\wedge}$	1.64 ± 0.87	0.201
ΔSD -ГСС-с, %	-19.8 ± 48.4	33.2 ± 78.5	0.129
SD -ГСС-ф (до), град	4.36 ± 2.80	3.65 ± 1.60	0.418
SD -ГСС-ф (после), град	$3.32 \pm 1.13^{\wedge}$	3.66 ± 1.49	0.507
ΔSD -ГСС-ф, %	-16.3 ± 41.9	9.3 ± 63.6	0.423
V -ГСС-ф (до), град/с	16.10 ± 10.49	14.39 ± 6.96	0.619
V -ГСС-ф (после), град/с	15.17 ± 6.18	15.46 ± 5.94	0.901
ΔV -ГСС-ф, %	-3.3 ± 42.7	19.0 ± 51.2	0.639
V -ГСС-с (до), град/с	7.57 ± 8.37	4.98 ± 1.79	0.269
V -ГСС-с (после), град/с	5.78 ± 2.76	6.03 ± 3.05	0.826
ΔV -ГСС-с, %	-12.3 ± 46.9	30.8 ± 73.8	0.280
$60\%Pw$ -ГСС-с (до), Гц	0.32 ± 0.30	0.31 ± 0.17	0.897
$60\%Pw$ -ГСС-с (после), Гц	0.39 ± 0.37	0.29 ± 0.19	0.360
$\Delta 60\%Pw$ -ГСС-с, %	77.9 ± 149.6	16.3 ± 73.6	0.182
$60\%Pw$ -ГСС-ф (до), Гц	0.46 ± 0.25	0.53 ± 0.27	0.506
$60\%Pw$ -ГСС-ф (после), Гц	0.54 ± 0.23	0.54 ± 0.25	0.984
$\Delta 60\%Pw$ -ГСС-ф, %	25.9 ± 34.4	15.8 ± 54.4	0.562

Примечание: обозначения см. табл. 1.

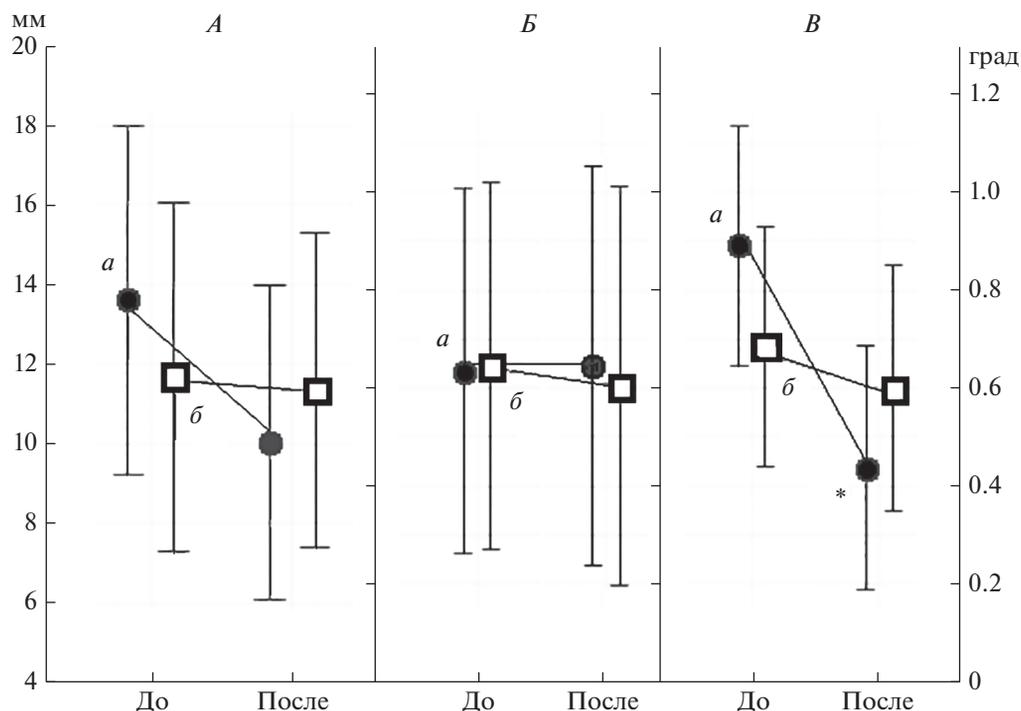


Рис. 3. Изменение специфической проприоцептивной чувствительности в тесте с наклоном туловища за период тренировки в группах “Стретчинг” и “Контроль” ($M \pm 95\%$ Дов. инт.). *A* – ошибка воспроизведения ОЦД (в мм), *B* – ошибка воспроизведения угла в ТБС (в град), *V* – ошибка воспроизведения угла в ГСС (в град). *a* – группа “Стретчинг”, *б* – группа “Контроль”. * – $p < 0.05$ по сравнению с исходным уровнем до тренировки в ГСС.

ные сдвиги в поструральной устойчивости в группе “Стретчинг”.

Колебания углов в ГСС. До тренировки в группе “Стретчинг” в тесте с ОГ отмечались повышенные величины SD -ГСС-с ($p = 0.032$, табл. 2), V -ГСС-с ($p = 0.085$) и сниженные – $F60$ -ГСС-с ($p = 0.043$) по сравнению с контролем, указывая на меньшую стабильность в ГСС в стойке с ОГ.

После тренировки выявлено существенное снижение SD -ГСС-с (-33.7% , $p < 0.01$) и увеличение 60% Pw -ГСС по сагиттали (107.9% , $p < 0.05$) и фронтالي (104.6% , $p < 0.05$) в тесте с ОГ. Также отмечались тенденции к снижению SD -ГСС-ф и SD -ГСС-с (оба $p < 0.1$) в стойке с ЗГ.

Корреляции изменений в колебаниях в ГСС с изменениями колебаний ОЦД. Изменение ΔSD -ГСС-с в тесте с ОГ коррелировало с ΔSD -ОЦД-с ($r = 0.53$; $p < 0.01$), ΔSD -ОЦД-ф ($r = 0.39$; $p = 0.042$), ΔS -ОЦД ($r = 0.57$; $p < 0.01$) и отрицательно – с $\Delta F60$ -ОЦД-с ($r = -0.41$; $p = 0.035$). Также ΔSD -ГСС-ф коррелировало с ΔSD -ОЦД-ф ($r = 0.6$; $p = 0.015$). $\Delta F60$ -ГСС-с коррелировало только с $\Delta F60$ -ОЦД ($r = 0.52$; $p = 0.006$).

Корреляция изменений суставной подвижности с изменениями колебаний в ГСС. Увеличение суставной подвижности в ТБС в результате тренировки не коррелировало с изменениями колеба-

ний углов в ГСС. Единственная корреляция отмечалась между изменениями подвижности в ГСС и ΔSD -ГСС-ф в стойке с ОГ: $r = -0.39$; $p < 0.05$.

Эффект тренировки на специфическую проприоцептивную чувствительность. Группы не отличались до и после тренировки по величине ошибки воспроизведения ОЦД и углов в ТБС и ГСС (рис. 3). В результате тренировки в группе “Стретчинг” достоверно уменьшилась ошибка воспроизведения ГСС ($p < 0.05$), однако это изменение не отличалось от динамики в контроле. Корреляционный анализ показал, что уменьшение ошибки воспроизведения наклона тела в ГСС не коррелировало с выявленными изменениями стабиллографических показателей в стойке с ОГ. Однако изменение Δ Ошибка-ОЦД в тесте с воспроизведением наклона туловища коррелировало с изменениями стабиллографических показателей в стойке с ЗГ: ΔSD -ОЦД-с ($r = 0.41$; $p < 0.05$) и ΔV -ОЦД-с ($r = 0.59$; $p < 0.01$).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Наиболее важными результатами работы являются следующие: 1) повышение максимальной подвижности в ТБС под влиянием стретчинг-тренировки нижних конечностей сопровождалось

небольшим, но существенным повышением устойчивости моноопорной позы *в сагиттальной плоскости* и только в условиях ОГ; 2) стретчинг-тренировка не вызывала повышения специфической проприоцептивной чувствительности в тесте на воспроизведение угла наклона вертикальной позы, а изменение проприоцептивной чувствительности не было связано с улучшением постуральной устойчивости в моноопорной позе с ОГ; 3) *улучшение сагиттальной устойчивости* моноопорной позы с ОГ не коррелировало с ростом подвижности в ТБС, но было связано с уменьшением амплитуды колебаний в ТБС *во фронтальной плоскости* в постуральном тесте с ОГ и с уменьшением амплитуды колебаний в ГСС *в сагиттальной плоскости*.

Влияние стретчинг-тренировок на постуральную устойчивость по данным литературы противоречиво и мало изучено. С одной стороны, в срезовых исследованиях у спортсменов с наивысшей степенью суставной подвижности ГСС – танцоров балета – показана повышенная способность к сохранению баланса в моноопорной позе, особенно в более сложных условиях, при закрытых глазах [14] и более эффективная регуляция позы при удалении зрительной информации, что может быть обусловлено активным использованием проприоцептивной информации [15]. Однако другие авторы, напротив, отмечали снижение устойчивости позы у профессиональных танцоров балета по сравнению с борцами-дзюдоистами [16] или не спортсменами, особенно в стойке с закрытыми глазами [17].

Наши результаты указывают на повышение постуральной устойчивости в моноопорной стойке с ОГ в результате 10-недельной стретчинг-тренировки. Работ, посвященных изучению постуральных эффектов хронических тренировок на растяжку, немного, значительно больше исследований острых эффектов стретчинга [7, 11]. В этих работах показаны как негативные эффекты длительной растяжки постуральных мышц на статическую устойчивость позы, измеренную стабилόμεтром [11, 12, 18], так и позитивные, но после умеренной и динамической растяжки на динамическую устойчивость [7, 8]. Установлено что, острый, но умеренный по интенсивности стретчинг постуральных мышц ног вокруг ТБС и ГСС вызывает повышение способности к динамическому постуральному балансу в тесте на сохранение стабильного положения подвижной опоры [7, 8]. Кроме того, улучшение статического баланса было отмечено после острой прерывистой, но не длительной статической растяжки [19]. Негативные острые эффекты интенсивного стретчинга в постуральной регуляции могут быть обусловлены снижением проприоцептивной чувствительности [10], торможением центральной двигательной команды из ЦНС на α -мотонейроны на уровне

спинного мозга в результате десенситизации мышечных веретун [9] и избытком длины мышц вследствие ползучести [20].

Однако эффект хронической тренировки может отличаться от острых эффектов стретчинга. Изучение прямого эффекта стретчинг-тренировки на баланс пожилых лиц выявило снижение амплитуды и скорости колебаний ОЦД в стойке с ОГ и более выражено в стойке с ЗГ после четырех месяцев тренировок на растяжку [13]. Однако эти позитивные изменения не отличались от эффектов силовой тренировки. Авторы связали рост постуральной устойчивости после стретчинг-тренировки с увеличением суставной подвижности, динамику которой они не регистрировали [13].

В нашей работе повышение устойчивости моноопорной позы после стретчинг-тренировки может быть связано со следующими факторами: а) повышением суставной подвижности, б) увеличением упругости и/или проприоцептивной чувствительности сухожильно-мышечного аппарата конечностей, в) стабилизацией тазобедренного сустава.

Суставная подвижность и постуральный баланс. Хотя тренировка была направлена на повышение подвижности во всех суставах опорной ноги, но существенные изменения произошли только в сгибании (6.5 град, $p = 0.069$) и отведении (6.4 град, $p = 0.012$) выпрямленной конечности в ТБС. Однако эти изменения в подвижности ТБС не коррелировали с уменьшением амплитуды и скорости колебаний ОЦД. Следовательно, повышение растяжимости в ТБС не оказывало прямого влияния на постуральную устойчивость в сагиттальной плоскости. Этот результат согласуется с данными корреляционных исследований, которые показали отсутствие существенных связей между суставной подвижностью в ГСС [21–23] и в ТБС [23] и стабилόμεграфическими показателями устойчивости моноопорной позы у молодых здоровых испытуемых.

Также, наши результаты показывают, что увеличение подвижности в ГСС (не существенное в обеих группах за период тренировки) было связано с уменьшением V -ОЦД-с после периода тренировки ($r = -0.43$; $p < 0.05$), что указывает на позитивное влияние роста подвижности стопы в ГСС в повышении постуральной устойчивости. Эти данные противоречат работе [24], в которой установлено отрицательное влияние высокой подошвенной подвижности в ГСС на устойчивость биопорной вертикальной позы: между V -ОЦД с ОГ или ЗГ и амплитудой активного и пассивного подошвенного сгибания стопы установлены положительные корреляции. Авторы предположили, что повышенная растяжимость сухожилий и мышц передней стороны голени (роста подошвенного сгибание стопы) снижает статическую

устойчивость позы, как следствие ослабления структурной стабильности ГСС. В целом, можно полагать, что повышение суставной подвижности в ТБС оказывало опосредованное влияние на постральную регуляцию.

Проприоцептивная чувствительность и постральный баланс. Один из факторов, который может связывать суставную подвижность с постральной регуляцией – это проприоцептивная чувствительность. Многие исследователи полагают, что повышение постральной устойчивости у спортсменов [15, 16], или под влиянием острого стретчинга [7, 8], или разных тренировочных программ, обусловлено ростом эффективности использования проприоцептивной информации для постральной регуляции. В нашей работе не было выявлено отличий в динамике воспроизведения наклона вертикальной позы между группами: изменения ошибок воспроизведения положения ОЦД, а также суставных углов в ТБС и ГСС за период тренировки были одинаковы. Также не выявлено более существенного снижения *V*-ОЦД и *SD*-ОЦД в тесте с ЗГ, в котором большое значение имеет сенсомоторная и вестибулярная чувствительность. Следовательно, стретчинг-тренировка не вызвала существенного улучшения проприоцептивной чувствительности в специфическом постральном тесте, и этот фактор не оказывал значительного влияния на выявленное улучшение пострального баланса. Этот вывод согласуется с литературными данными об отсутствии существенной связи неспецифической проприоцептивной чувствительности ГСС с устойчивостью моноопорной позы [22, 25], но при большей роли пассивной жесткости ГСС [22]. Вместе с тем, не стоит исключать локального (или системного) улучшения проприоцептивной чувствительности в сухожильно-мышечном аппарате ТБС, в котором произошло повышение подвижности. Хотя острый стретчинг как правило вызывает нарушение проприоцептивной чувствительности растягиваемых мышц [10, 26] за счет снижения афферентации от механорецепторов. Однако хронические тренировки могут вызывать улучшение чувствительности мышечных веретен или сухожильных рецепторов Гольджи и механорецепторов связок и фасций, связанное с уменьшением жесткости мышечных волокон [3], повышением упругости и гибкости сухожилий [27] и перестройкой высших нейрональных механизмов проприоцепции, что гипотетически положительно отразится на активности механорецепторов после тренировки. Показано, что более высокая пассивная суставная жесткость ассоциируется с более высокой проприоцептивной точностью голеностопа, по меньшей мере, у пациентов с функциональной нестабильностью лодыжки [28]. Однако данная работа скорее противоречит нашему предположению, чем подтверждает, так

как наша тренировка была направлена на снижение пассивной суставной жесткости, которая в соответствии с работой [28] должна снизить проприоцептивную точность и постральное равновесие.

Сухожильно-мышечная упругость и баланс. Известно, что стретчинг-тренировка снижает пассивную общую сухожильно-мышечную жесткость, как способность сопротивляться и сохранять форму в ответ на растяжение, за счет роста растяжимости мышечных фасций, мало изменяет сухожильную жесткость и увеличивает сухожильную упругость [27, 29], как способность восстанавливать свою форму после удаления растяжения. Эти эффекты стретчинг-тренировки могут лежать в основе изменения регуляции пострального равновесия. Действительно, с одной стороны показано, что повышение суставной жесткости может увеличить статическую устойчивость позы за счет повышения скорости мышечных сокращений и снижения латентного периода постральных коррекций [30]. Уменьшение пассивной жесткости голеностопных суставов, например, после острого стретчинга, ведет к падению постральной устойчивости [12, 18], а сниженная жесткость тыльных сгибателей стопы (мышц передней поверхности голени) коррелирует с повышением колебаний ОЦД [22]. Рост подвижности в ТБС скорее ассоциируется со снижением суставной жесткости, что должно увеличить колебания позы [12, 31], однако мы выявили обратное. Возможно, позитивный эффект стретчинг-тренировки обусловлен, в большей мере, повышением упругости сухожильного аппарата тренируемых мышц, т.е. способности сухожилий возвращаться в исходное положение после растяжения. Действительно показано, что тренировка на растяжку снижает тиксотропию сухожилий, т.е. сухожилия быстрее и с меньшей потерей энергии восстанавливают исходную длину после удаления растягивающей силы [27]. Повышение упругости сухожилий и, возможно, мышечных фасций, может оказывать позитивное влияние на передачу усилий для постральных коррекций, поскольку более упругие сухожилия всегда находятся в натянутом состоянии и обеспечивают своевременную передачу усилий мышц на кости, а также высокую чувствительность сухожильных механорецепторов. У нас не было возможности к измерению сухожильно-мышечной жесткости и упругости, поэтому данное предположение требует дальнейших исследований. Кроме эффектов на жесткость суставов, стретчинг-тренировка может уменьшить силу сцепления между разными мышечными волокнами и пучками, т.е. “слипание” мышечных волокон [20], что теоретически увеличивает эффективность постральных коррекций.

Стабилизация тазобедренного сустава и постральный баланс. Важным фактором, по нашим

данным, повышающим постуральную устойчивость в моноопорной стойке, была стабилизация тазобедренного сустава. Анализ колебания в ТБС, КС и ГСС в стойке с ОГ показал, что после стретчинг-тренировки произошло уменьшение амплитуды колебаний углов в ТБС по фронтالي, а также в ГСС во время постурального теста с ОГ. Причем ΔSD -ТБС-ф и ΔSD -ГСС-с коррелировали между собой ($r = 0.46$; $p < 0.05$), а также с ΔSD -ОЦД-с ($r = 0.44$, $p < 0.05$ для ΔSD -ТБС-ф и $r = 0.53$; $p < 0.01$ для ΔSD -ГСС-с) в тесте с ОГ. Следовательно, снижение колебаний ОЦД-с было связано с уменьшением колебаний ТБС-ф. Эти результаты позволяют предположить, что стретчинг-тренировка вызывала увеличение суставной подвижности, главным образом, в ТБС (в сгибании – меньше, в отведении – больше), что было связано с уменьшением амплитуды фронтальных колебаний в ТБС во время моноопорной стойки. В свою очередь, уменьшение фронтальных колебаний в ТБС, вероятно, вызывало уменьшение амплитуды колебаний в ГСС по сагиттали, что способствовало снижению амплитуды колебаний ОЦД в сагиттальной плоскости. Хотя считается, что в регуляции позы, особенно в сагиттальной плоскости, большее значение имеет ГСС и все тело совершает маятникообразные движения в ГСС [31], но в моноопорной стойке вклад ТБС значительно возрастает и колебания в ТБС значительно влияют на постуральную устойчивость позы [31, 32]. Следовательно, фронтальная стабилизация ТБС после тренировки способствовала снижению колебаний в ГСС и осцилляций ОЦД в сагиттальной плоскости. Тесную взаимосвязь фронтальной и сагиттальной устойчивости показывали и другие авторы [31, 32].

Например, показано, что контралатеральная изокинетическая тренировка мышц бедра одной ноги [33] улучшала одновременно и сагиттальную и фронтальную моноопорную устойчивость, указывая на сопряжение постуральных колебаний ОЦД в разных плоскостях. Это обусловлено сильными межсуставными взаимовлияниями в регуляции вертикальной позы [34].

Однако остается не ясно, почему фронтальная стабильность в ТБС вызывала более выраженное снижение SD -ГСС и SD -ОЦД по сагиттали, но не во фронтальной плоскости. Причины стабилизации ТБС могут быть связаны с ростом упругости сухожилий и, возможно, фасций тренированных мышц вокруг ТБС, что ранее уже обсуждалось.

Другой существенной особенностью повышения эффективности постуральной регуляции, в результате стретчинг-тренировки, было увеличение частот колебаний ОЦД-с (106.3%, $p < 0.1$) и углов в ГСС-с (+107.9%, $p < 0.05$). Наши данные частично согласуются с работой [15], которые показали, что мощность высокочастотных колеба-

ний ОЦД была выше у танцоров балета в стойке на подвижной пресс-папье при ЗГ, чем у не спортсменов. Это, по мнению автора, указывает на более эффективное использование проприоцептивной информации системой регуляции позы, поскольку высокочастотные колебания могут отражать активность наиболее быстрых и коротких рефлекторных цепей, связанных с проприорецепцией [15]. Кроме того, повышение частоты при снижении амплитуды колебаний ГСС и ОЦД может отражать повышение активной суставной жесткости и/или увеличение упругости сухожильно-мышечного аппарата опорной конечности [15, 30]. Однако остается не ясным, почему данные механизмы проявились только в стойке с ОГ, но отсутствовали в стойке без зрительной информации.

При обсуждении полученных результатов, необходимо учитывать следующие моменты. Во-первых, тренировка носила комплексный характер, но повышение суставной подвижности было не существенным в наиболее важном для позы ГСС суставе. Во-вторых, не удалось исследовать жесткость и упругость постуральных мышц, а только суставную подвижность. Эти факторы ограничивают обсуждение механизмов повышения постуральной устойчивости вследствие стретчинг-тренировки и требуют дальнейших исследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Целью данной работы было оценить влияние 10-недельной стретчинг-тренировки на регуляцию постуральной устойчивости в моноопорной стойке у молодых здоровых девушек. Установлено, что повышение максимальной подвижности в тазобедренном суставе было связано с уменьшением амплитуды колебаний в тазобедренном и голеностопном суставах во время стояния, которые, в свою очередь, вызывали снижение колебаний ОЦД моноопорной позы с ОГ. Можно предположить, что хроническое использование упражнений на растяжку может повысить эффективность регуляции вертикальной позы, возможно, за счет повышения фронтальной стабильности тазобедренного сустава через увеличение упругости сухожильно-мышечного аппарата тренируемых мышц или изменений регуляции их активности. Для выяснения точных механизмов необходимо провести дальнейшие исследования.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Ярославского государственного педагогического университета имени К.Д. Ушинского (Ярославль).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие на участие в предстоящем экспериментальном исследовании.

Благодарности. Авторы выражают благодарность директору Государственного училища (техникум) олимпийского резерва по хоккею г. Ярославля за помощь в организации проведения эксперимента.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Козловская И.Б.* Гравитация и позно-тоническая двигательная система // Авиакосм. и эколог. мед. 2017. Т. 51. № 3. С. 5.
2. *Paillard T.* Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience // Neurosci. Biobehav. Rev. 2017. V. 72. P. 129.
3. *Konrad A., Stafilidis S., Tilp M.* Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties // Scand. J. Med. Sci. Sports. 2017. V. 27. № 10. P. 1070.
4. *Hirata K., Yamadera R., Akagi R.* Can Static Stretching Reduce Stiffness of the Triceps Surae in Older Men? // Med. Sci. Sports Exerc. 2020. V. 52. № 3. P. 673.
5. *Wilson G.J., Wood G.A., Elliot B.C.* The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury // Intern. J. Sports Medicine. 1991. V. 12. № 4. P. 403.
6. *Becker J., James S., Wayner R. et al.* Biomechanical factors associated with achilles tendinopathy and medial tibial stress syndrome in runners // Am. J. Sports Medicine. 2017. V. 45. № 11. P. 2614.
7. *Nelson A.G., Kokkonen J., Arnall D.A., Li L.* Acute stretching increases postural stability in nonbalance trained individuals // J. Strength Cond. Res. 2012. V. 26. № 11. P. 3095.
8. *Costa P.B., Graves B.S., Whitehurst M., Jacobs P.L.* The acute effects of different durations of static stretching on dynamic balance performance // J. Strength Cond. Res. 2009. V. 23. № 1. P. 141.
9. *Trajano G.S., Nosaka K., Blazevich A.J.* Neurophysiological Mechanisms Underpinning Stretch-Induced Force Loss // Sports Med. 2017. V. 47. № 8. P. 1531.
10. *Smajla D., García-Ramos A., Tomažin K., Strojnik V.* Selective effect of static stretching, concentric contractions, and a balance task on ankle force sense // PLoS One. 2019. V. 14. № 1. P. e0210881.
11. *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. V. 13. № 3. P. 564.
12. *Behm D.G., Bamburg A., Cahill F., Power K.* Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time // Med. Sci. Sports Exerc. 2004. V. 36. № 8. P. 1397.
13. *Bird M.L., Hill K., Ball M., Williams A.D.* Effects of resistance- and flexibility-exercise interventions on balance and related measures in older adults // J. Aging Phys. Act. 2009. V. 17. № 4. P. 444.
14. *Crotts D., Thompson B., Nahom M. et al.* Balance abilities of professional dancers on select balance tests // J. Orthop. Sports Phys. Ther. 1996. V. 23. № 1. P. 12.
15. *Golomer E., Dupui P.* Spectral analysis of adult dancers' sways: sex and interaction vision-proprioception // Int. J. Neurosci. 2000. V. 105. № 1–4. P. 15.
16. *Perrin P., Deviterne D., Hugel F., Perrot C.* Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control // Gait Posture. 2002. V. 15. № 2. P. 187.
17. *de Mello M.C., de Sá Ferreira A., Ramiro Felicio L.* Postural Control During Different Unipodal Positions in Professional Ballet Dancers // J. Dance Med. Sci. 2017. V. 21. № 4. P. 151.
18. *Chatzopoulos D., Galazoulas C., Patikas D., Kotzamanidis C.* Acute effects of static and dynamic stretching on balance, agility, reaction time and movement time // J. Sports Sci. Med. 2014. V. 13. № 2. P. 403.
19. *Martínez-Jiménez E.M., Losa-Iglesias M.E., Díaz-Velázquez J.I. et al.* Acute Effects of Intermittent Versus Continuous Bilateral Ankle Plantar Flexor Static Stretching on Postural Sway and Plantar Pressures: A Randomized Clinical Trial // J. Clin. Med. 2019. V. 8. № 1. P. 52.
20. *Lakie M., Campbell K.S.* Muscle thixotropy—where are we now? // J. Appl. Physiol. (1985). 2019. V. 126. № 6. P. 1790.
21. *Amin D.J., Herrington L.C.* The relationship between ankle joint physiological characteristics and balance control during unilateral stance // Gait Posture. 2014. V. 39. № 2. P. 718.
22. *Grant Weirich M., Bembem D., Bembem M.* Predictors of balance in young, middle-aged, and late middle-aged women // J. Geriatr. Phys. Ther. 2010. V. 33. № 3. P. 110.
23. *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. V. 24. P. 3168.
24. *Chong R.K., Ambrose A., Carzoli J. et al.* Source of improvement in balance control after a training program for ankle proprioception // Percept. Mot. Skills. 2001. V. 92. № 1. P. 265.
25. *Streepey J.W., Mock M.J., Riskowski J.L. et al.* Effects of quadriceps and hamstrings proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on knee movement sensation // J. Strength. Cond. Res. 2010. V. 24. № 4. P. 1037.
26. *Kubo K., Kanehisa H., Fukunaga T.* Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo // J. Appl. Physiol. 2002. V. 92. № 2. P. 595.
27. *Marinho H.V.R., Amaral G.M., de Souza Moreira B. et al.* Influence of Passive Joint Stiffness on Proprioceptive Acuity in Individuals With Functional Instability of the

- Ankle // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2017. V. 47. № 12. P. 899.
28. *Freitas S.R., Mendes B., Le Sant et al.* Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review // *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2018. V. 28. № 3. P. 794.
29. *Sakanaka T.E., Lakie M., Reynolds R.F.* Sway-dependent changes in standing ankle stiffness caused by muscle thixotropy // *J. Physiol.* 2016. V. 594. № 3. P. 781.
30. *Warnica M.J., Weaver T.B., Prentice S.D., Laing A.C.* The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance // *Gait. Posture.* 2014. V. 39. № 4. P. 1115.
31. *Horak F.B., Nashner L.M.* Central programming of postural movements: adaptation to altered support-sur-
- face configurations // *J. Neurophysiol.* 1986. V. 55. № 6. P. 1369.
32. *Deniskina N.V., Levik Y.S.* Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane // *Neuroscience Letters.* 2001. V. 310. № 2–3. P. 165.
33. *Kim K., Cha Y.J., Fell D.W.* The effect of contralateral training: Influence of unilateral isokinetic exercise on one-legged standing balance of the contralateral lower extremity in adults // *Gait Posture.* 2011. V. 34. № 1. P. 103.
34. *Riemann B.L., Myers J.B., Lephart S.M.* Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2003. V. 84. № 1. P. 90.

Influence of Stretching Training of the Lower Limbs on the Postural Stability

A. A. Melnikov^{a, *}, P. A. Smirnova^b, R. Yu. Nikolaev^c, O. B. Podolyaka^d, A. M. Andreeva^e

^aRussian State University of Physical Education, Sport, Youth and Tourism, Moscow, Russia

^bYaroslavl State Pedagogical University named after K.D. Ushinsky, Yaroslavl, Russia

^cRybinsk State Aviation Technical University named after P.A. Soloviev, Rybinsk, Russia

^dCherepovets State University, Cherepovets, Russia

^eFederal Center for the Training of Sports Reserve of the Ministry of Sports, Moscow, Russia

*E-mail: meln1974@yandex.ru

The paper investigates the effects of stretching training on stabilographic and kinematic indicators of the one-legged posture stability in healthy girls ($n = 14$). The amplitude and speed of oscillations of the center of pressure (CCP) (the stabiloplatfrom “Neurocor Trast-M”); the amplitude and velocity of oscillations of the ankle (ANK), knee (KN) and hip (HIP) joints (gyroscopes “Neurocor Trast-M”) during a one-legged stance with open (OE) and closed eyes (CE), as well as specific proprioceptive sensitivity such as the reproduction accuracy of the inclination angle in the ANK joints with a vertical posture were determined before and after stretching training (10 weeks, 3 times in week for 80 minutes). In comparison with the control group, it was found: an increase in the maximum amplitude of active flexion (+6.5 degrees, $p < 0.1$) and abduction (+6.4 degrees, $p < 0.05$) of the leg in the hip joint; a decrease in the amplitude (–24.8%, $p < 0.01$ in comparison with the initial level and $p = 0.021$ in comparison with the control) and an increase in the frequency of the COP oscillations in the sagittal plane; decrease in the area of the statokinesiogram (–26.3%, $p < 0.05$ in comparison with the initial level and with the control); a decrease in the amplitude (–24.8 degrees, $p < 0.01$ compared with the initial level) of hip joint oscillations in the frontal plane, as well as a decrease in the amplitude (–33.7%, $p < 0.01$ in comparison with the initial level) and an increase in frequency of ANK oscillations in the sagittal plane in the monopodal stance with EO. However, no significant differences between groups were found in the dynamics of proprioceptive sensitivity and postural stability in EC position. Stretching training of the lower extremities increases the stability of the one-legged posture. An increase in the hip joint stability in the frontal plane was a suggested mechanism for improving the regulation of the one-legged posture.

Keywords: flexibility training, postural regulation, one-legged posture, joint mobility, stabilography, posture kinematics.