

УДК 612.821

СРАВНЕНИЕ ФУНКЦИИ РАВНОВЕСИЯ В ПОЛОЖЕНИЯХ СТОЯ И НА КОЛЕНЯХ ПРИ РАЗЛИЧНЫХ РЕЖИМАХ ЛЕГОЧНОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ

© 2019 г. М. В. Малахов¹, * А. А. Мельников²

¹ФГБОУ ВО Ярославский государственный медицинский университет Минздрава РФ, Ярославль, Россия

²ФГБОУ ВПО Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д. Ушинского, Ярославль, Россия

*E-mail: malahovmv@mail.ru

Поступила в редакцию 13.07.2018 г.

После доработки 17.09.2018 г.

Принята к публикации 01.11.2018 г.

Целью работы являлось сравнение вертикальной устойчивости тела в положении “На коленях” и “Стоя” при различных режимах легочной вентиляции. С помощью стабиллографической платформы оценивали функцию равновесия у здоровых добровольцев ($n = 48$) при спокойном дыхании (СД), задержке дыхания (ЗД) и гипервентиляции (Гип) в положениях “Стоя” и “На коленях”. Измеряли среднюю скорость и амплитуду колебаний центра давления (ЦД) во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Частоту и глубину дыхания оценивали с помощью тензометрического датчика. В целом в положении “На коленях” амплитуда колебаний ЦД в сагиттальной плоскости была ниже, а средняя скорость – выше по сравнению с положением “Стоя”. Результаты позволяют предположить, что в положении “На коленях” система постурального контроля испытывает большее напряжение, а сниженная амплитуда колебаний ЦД связана скорее с биомеханическими особенностями данного положения тела, чем с лучшей функцией равновесия.

Ключевые слова: постуральная устойчивость, положение на коленях, гипервентиляция, задержка дыхания.

DOI: 10.1134/S0131164619020061

В повседневной жизни человеку часто приходится принимать положение на коленях, например, пациентам при реабилитации после инсульта [1], а также спортсменам-дзюдоистам во время выполнения бросков с колен или борьбы в партере [2]. Кроме того, представители многих профессий (шахтеры, садовники, укладчики багажа и т.д.) вынуждены подолгу находиться в положении на коленях в процессе осуществления трудовой деятельности ввиду недостатка свободного пространства [3–5]. Следует отметить, что длительная работа в положении на коленях может являться причиной травм [1]. Следовательно, вопрос об особенностях постуральной устойчивости в положении на коленях заслуживает серьезного рассмотрения. Вместе с тем, в литературе на данную тему исследований мало. S. Gallagher et al. [6] предположили, что в положении на коленях устойчивость вертикальной позы снижается, однако они не привели никаких данных, подтверждающих это предположение. J.P. Pollard и W.L. Porter [5] сравнивали вертикальную устойчивость в положениях на одном колене, на обоих

коленях и в приседе, но не оценивали баланс в положении стоя.

Только в одной работе [7], в которой сравнивается функция равновесия в положении стоя и на коленях, авторы установили, что в положении на коленях вертикальная устойчивость выше, чем стоя. Таким образом, информация об особенностях постуральной устойчивости в положении на коленях является скудной и противоречивой.

Кроме того, сложно предсказать, как изменится функция равновесия в положении на коленях, поскольку изменения могут быть разнонаправленными. С одной стороны, в положении на коленях центр тяжести расположен ниже и, следовательно, ближе к площади опоры. Как известно, чем ближе центр тяжести к площади опоры, тем устойчивость выше [8], а значит, постуральный баланс в положении на коленях должен быть лучше. Однако с другой стороны, позиция на коленях является неестественной. Система постурального контроля вынуждена приспособливаться к поддержанию равновесия в необычных

условиях, что может сопровождаться снижением устойчивости [7].

Имеется множество данных, свидетельствующих о влиянии дыхания на баланс, поскольку, как установлено, дыхательные движения являются возмущающим фактором для постуральной устойчивости [9–12]. При спокойном стоянии возмущающее воздействие дыхания компенсируется согласованными движениями сегментов тела [13], однако гипервентиляция существенно снижает вертикальную устойчивость [9, 10, 14]. Таким образом, дыхательные движения, несомненно, оказывают влияние на устойчивость вертикальной позы, и для сохранения равновесия система постурального контроля вынуждена постоянно компенсировать это влияние.

Следует отметить, что интерес исследователей не ограничивается изучением влияния дыхания на баланс только в положении стоя — ряд авторов [15, 16] оценивали возмущающее воздействие дыхательных движений на устойчивость в положении сидя. Однако нет ни одной работы, посвященной изучению влияния дыхания на равновесие в положении на коленях.

Кроме того, исследование особенностей постуральных колебаний в положении на коленях позволяет лучше понять механизмы регуляции обычной вертикальной позы. В частности, система постурального контроля использует афферентную информацию с голеностопных суставов и подошв [7]. Очевидно, что в положении на коленях поступление этой информации исключается. Кроме того, в положении на коленях снижается количество постуральных сегментов тела, которые могут быть задействованы в поддержании равновесия. Соответственно, особенности функционирования постуральной системы в таких ограниченных условиях представляют большой фундаментальный интерес.

Таким образом, цель данной работы — оценить функцию равновесия в положении на коленях при различных режимах легочной вентиляции, а также сравнить вертикальную устойчивость в позициях стоя и на коленях. Авторы выбрали дыхание (легочную вентиляцию) как естественный возмущающий фактор, при этом задержку дыхания рассматривали как отсутствие возмущений, гипервентиляция — как сильное (избыточное) возмущение, а спокойное дыхание соответствовало естественному состоянию.

В качестве гипотезы исследования было выдвинуто следующее предположение: система постурального контроля эффективно компенсирует обычные дыхательные возмущения при спокойном дыхании как в положении стоя, так и в положении на коленях, однако она менее устойчива к интенсивным дыхательным воздействиям (гипервентиляция) в положении на коленях. Таким образом мы ожидали, что вертикальная

устойчивость при спокойном дыхании и при задержке дыхания будет одинаковой как в положении стоя, так и в положении на коленях, тогда как гипервентиляция вызовет более выраженное нарушение функции равновесия в позиции на коленях.

МЕТОДИКА

В экспериментах участвовали 48 здоровых добровольцев (27 мужчин, 21 девушка) в возрасте 18–27 лет. Настоящее исследование было одобрено этическим комитетом, все испытуемые предоставили письменное согласие на добровольное участие в эксперименте.

Организация исследования. Функцию равновесия оценивали с помощью стабилграфической платформы “Стабилан 01-2” (ЗАО ОКБ “Ритм”). Регистрируемые данные подвергали обработке двумя аналоговыми низкочастотными фильтрами с полосами пропускания 7 кГц и 15 Гц, затем стабилграфический сигнал отфильтровывали аналого-цифровым преобразователем с использованием *Sinc*-фильтра третьего порядка.

Вертикальную устойчивость оценивали в двух положениях — “Стоя” и “На коленях”. В положении “Стоя” испытуемые стояли на платформе в обычной вертикальной стойке (руки вдоль туловища), стараясь совершать как можно меньше движений.

В положении “На коленях” испытуемые стояли на стабилграфической платформе на коленях. Угол между бедрами и голенями составлял около 90° и контролировался визуально экспериментатором. Для предотвращения дискомфорта от опоры на твердую поверхность под колени испытуемых подкладывали кусок губки толщиной 1 см. Предварительно проводили опробование для ознакомления с положением на коленях. Для выравнивания высоты расположения головы, стабилграфическую платформу помещали на постамент, высота которого приблизительно соответствовала средней длине голени и составляла 40 см (общая высота до поверхности стабилплатформы — 47 см). Таким образом, в положении на коленях пальцы ног испытуемых не касались пола, а уровень головы находился примерно на одной высоте с положением стоя. В целом положение “На коленях” в нашем исследовании напоминало предложенное в работе [7], но уровни головы в положениях стоя и на коленях были выровнены.

В связи с нахождением на возвышенном постаменте в положении “На коленях” у испытуемых могло возникнуть состояние психического напряжения (страх высоты), которое могло повлиять на постуральную регуляцию. Для анализа возможных стрессовых эффектов нами было

проведено пилотное исследование ($n = 15$), в котором сравнили дыхательные и стабиллографические показатели в положении “На коленях” при спокойном дыхании и при гипервентиляции в двух условиях: 1) на низком постаменте с высотой 18 см (общая высота до поверхности стабиллоплатформы составила 25 см); и 2) на высоком постаменте с высотой 40 см. Таким образом, стопы испытуемых в обоих случаях свободно свисали со стабиллоплатформы, не касаясь пола. В первом случае постамент (18 см) обкладывали с трех сторон двумя слоями гимнастических матов (общая высота 20 см) для моделирования условий стойки на коленях на полу и предупреждения страха от возможного падения.

Перед регистрацией данных у каждого испытуемого измеряли межвертельное расстояние (расстояние между верхними передними подвздошными осями), а также длина стопы. В положении “Стоя” испытуемые ставили стопы на ширину, равную межвертельному расстоянию (пятки у заднего края платформы). В положении “На коленях” испытуемые ставили колени на расстоянии, равном длине стопы, от заднего края платформы, на ту же ширину, что и стопы в положении “Стоя”. Таким образом, площадь опоры в обоих положениях (“Стоя” и “На коленях”) была практически одинаковой.

В обоих положениях каждый тест состоял из трех этапов – “Спокойное дыхание” (СД), “Задержка дыхания” (ЗД) и “Гипервентиляция” (Гип). Во время ЗД испытуемые задерживали дыхание после максимального вдоха. Во время Гип испытуемые дышали как можно глубже. Ритм дыхания на этапе “Гипервентиляция” навязывался сигналами секундомера и составлял 40 дыхательных движений в минуту. В состоянии покоя частота дыхания лежит в диапазоне 12–20 дыхательных движений в минуту [17], поэтому частота 40 дыхательных движений в минуту была выбрана нами для гипервентиляции как заведомо превышающая частоту дыханий в покое. Таким образом, частоту дыхания во время Гип стандартизировали для всех испытуемых в обеих позициях. Длительность каждого этапа составляла 40 с, продолжительность отдыха между этапами равнялась 2 мин.

Как в положении “Стоя”, так и в положении “На коленях” на всех этапах испытуемые смотрели на белый круг на черном фоне, расположенный на уровне глаз на расстоянии 2.5 м.

Стабилометрия. Стабиллографический сигнал обрабатывали специализированным программным обеспечением (*StabMed 2010*, ЗАО ОКБ “Ритм”, Таганрог). Регистрировали следующие стабиллометрические параметры: средний разброс смещения центра давления (ЦД) во фронтальной

(Q_{ml}) и сагиттальной (Q_{ap}) плоскостях, а также среднюю скорость колебаний ЦД (V , мм/с).

Можно считать, что средняя скорость смещения ЦД в большей степени связана с высокочастотными колебаниями тела. Высокочастотные осцилляции ЦД, в свою очередь, отражают сократительную активность постуральных мышц, которые находятся под контролем системы регуляции позы. Таким образом, большая скорость колебаний ЦД свидетельствует о высокой активности мышц, задействованных в регуляции позы, и, следовательно, об интенсивном потоке эфферентной информации из центров постурального контроля [18]. Другими словами, скорость смещения ЦД отражает напряжение системы постурального контроля [18, 19]. Разброс смещения ЦД в большей степени отражает низкочастотные осцилляции и характеризует амплитуду колебаний тела; чем меньше разброс, тем более эффективна система регуляции позы [18–21]. Как амплитуда, так и средняя скорость смещения центра давления являются надежными показателями для оценки вертикальной устойчивости [22, 23].

Оценка вентиляции. Дыхательные показатели измеряли с помощью тензометрического датчика. Датчик последовательно присоединяли к эластичному ремню, который крепили вокруг грудной клетки на уровне ее средней трети. Тензометрический датчик регистрировал изменение окружности грудной клетки во время дыхательных движений [24]. Мы оценивали частоту (f , мин⁻¹) и амплитуду (RA , у. е.) дыхательных движений. Дыхательную амплитуду вычисляли как среднее значение разностей между максимумом вдоха и минимумом выдоха всех дыхательных циклов на каждом из этапов. Также косвенно рассчитывали показатель вентиляции ($Vent$, у. е.) как произведение f и RA .

Статистика. Результаты на рис. 1–3 представлены как Среднее арифметическое \pm 95% доверительный интервал (CI), в табл. 1–3 – как Среднее арифметическое \pm Стандартное отклонение (SD).

Сравнение показателей дыхания между СД и Гип между разными положениями при одном режиме легочной вентиляции, а также между условиями, когда стабиллографическая платформа находилась на низком (18 см) и высоком (40 см) постаменте, осуществляли посредством парного t -критерия Стьюдента.

Сравнение стабиллографических параметров между положениями (два уровня: “Стоя” и “На коленях”) выполнили с помощью однофакторного анализа ($ANOVA$). Для анализа стабиллографических данных на разных этапах исследования (три уровня: СД, ЗД и Гип) использовали однофакторный анализ для повторных измерений. Для оценки взаимодействия (Условия \times Режимы

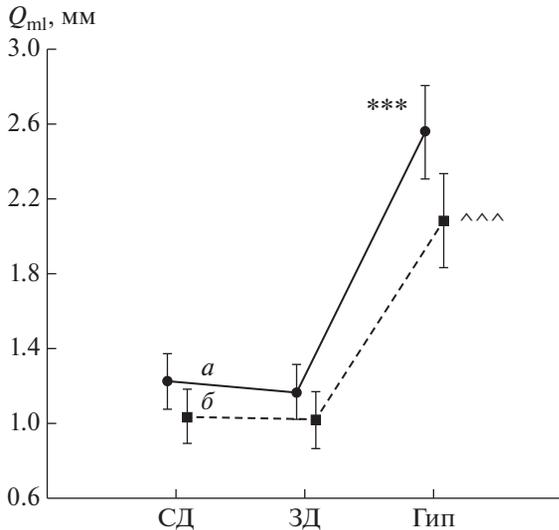


Рис. 1. Q_{ml} при различных режимах вентилизации (Ср. ар. \pm Дов. инт.). *a* – положение “Стоя”, *б* – положение “На коленях”. СД – спокойное дыхание, ЗД – задержка дыхания, Гип – гипервентиляция. *** – $p < 0.001$ по сравнению с СД в положении “Стоя”; ^^ – $p < 0.001$ по сравнению с СД в положении “На коленях”.

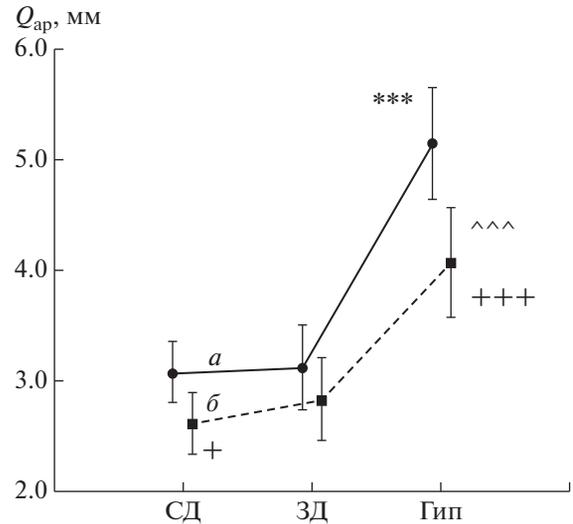


Рис. 2. Q_{ap} при различных режимах вентилизации (Ср. ар. \pm Дов. инт.). + – $p < 0.05$ по сравнению с положением “Стоя” на этапе СД; +++ – $p < 0.001$ по сравнению с положением “Стоя” на этапе Гип. Остальные обозначения см. рис. 1.

вентилизации) между режимами вентилизации (три уровня: СД, ЗД и Гип) и условиями (два уровня: “Стоя” и “На коленях”) применили двухфакторный анализ для повторных измерений. Выявление различий между режимами вентилизации осуществляли посредством апостериорного критерия наименьшей значимой разности.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Стабилографические показатели в условиях нахождения платформы на низком и высоком постаменте. Для исключения влияния стрессовых факторов, связанных с нахождением испытуемых на возвышении, нами было проведено пилотное исследование, где сравнили дыхательные и стабилографические показатели в условиях нахождения платформы на уровне пола и на возвышении.

В табл. 1 представлены дыхательные показатели в разных условиях. Достоверных различий между параметрами не было, следовательно, в обоих условиях дыхательные движения оказывали одинаковое влияние на баланс.

Не было выявлено никаких различий по стабилографическим параметрам в условиях, когда платформа находилась на низком и высоком постаменте (табл. 2). Таким образом, положение испытуемых на возвышении не влияло на стабилографические результаты исследования.

Показатели дыхания. Гипервентиляция сопровождалась значительным возрастанием RA , f и $Vent$ в обоих положениях ($p < 0.0001$ для всех пока-

зателей), однако различий по дыхательным показателям между положениями “Стоя” и “На коленях” не выявлено (табл. 3).

Стабилографические параметры. Колебания ЦД по фронтали. Значения Q_{ml} не различались между положениями на всех этапах исследования (рис. 1).

Колебания ЦД по сагиттали. Установлено, что значение Q_{ap} было ниже в положении “На коленях” на этапах СД ($p = 0.043$) и Гип ($p < 0.0001$),

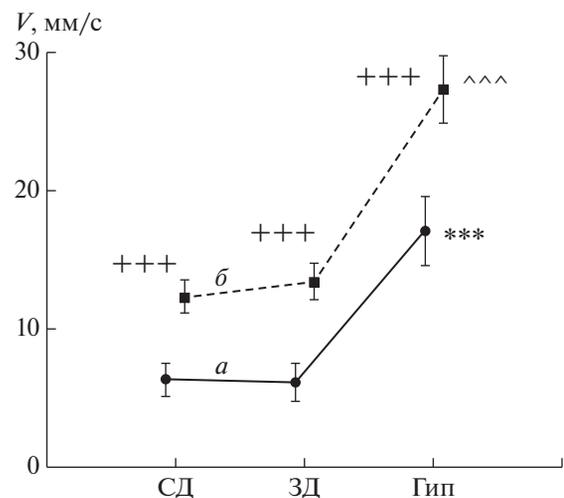


Рис. 3. V при различных режимах вентилизации (Ср. ар. \pm Дов. инт.). +++ – $p < 0.001$ по сравнению с положением “Стоя” при том же режиме вентилизации. Остальные обозначения см. рис. 1 и 2.

Таблица 1. Дыхательные показатели в положении “На коленях” в условиях нахождения платформы на низком (высота 18 см) и высоком постаменте (высота 40 см) ($M \pm SD$)

Показатели	Спокойное дыхание			Гипервентиляция		
	высота 18 см	высота 40 см	p	высота 18 см	высота 40 см	p
RA , у. е.	0.74 ± 0.31	0.75 ± 0.22	0.91	1.92 ± 0.9	2.33 ± 1.31	0.12
f , мин ⁻¹	10.80 ± 2.54	12.33 ± 2.50	0.16	40	40	
$Vent$, у. е.	7.97 ± 3.30	8.82 ± 4.31	0.57	74.8 ± 35.72	87.58 ± 55.74	0.29

Примечание: RA – амплитуда дыхательных движений, f – частота дыхательных движений, $Vent$ – показатель вентиляции. p – вероятность нулевой гипотезы об отсутствии различий между низким (18 см) и высоким (40 см) постаментом при одном и том же режиме вентиляции.

Таблица 2. Стабилографические показатели в положении “На коленях” в условиях нахождения платформы на низком (высота 18 см) и высоком постаменте (высота 40 см) ($M \pm SD$)

Показатели	Спокойное дыхание			Гипервентиляция		
	высота 18 см	высота 40 см	p	высота 18 см	высота 40 см	p
Q_{ml} , мм	1.03 ± 0.54	1.29 ± 0.48	0.23	2.06 ± 0.57	1.71 ± 0.80	0.16
Q_{ap} , мм	2.28 ± 0.66	2.81 ± 1.10	0.08	3.88 ± 0.86	3.92 ± 1.75	0.93
V , мм/с	9.84 ± 2.30	10.41 ± 3.76	0.69	27.80 ± 10.20	21.78 ± 11.80	0.15

Примечание: Q_{ml} – амплитуда колебаний ЦД во фронтальной плоскости, Q_{ap} – амплитуда колебаний ЦД в сагиттальной плоскости, V – средняя скорость колебаний ЦД. p – см. табл. 1.

тогда как при задержке дыхания различий выявлено не было (рис. 2).

Средняя скорость колебаний ЦД. В положении “На коленях” V была примерно в два раза выше по сравнению с положением “Стоя” ($p < 0.0001$ для всех этапов).

Функция равновесия при различных режимах вентиляции. Все стабилметрические показатели (Q_{ml} , Q_{ap} и V) как в положении “На коленях”, так и в положении “Стоя” не различались на этапах СД и ЗД, но существенно возрастали при гипервентиляции ($p < 0.0001$) (рис. 1–3). Было обнаружено, что при гипервентиляции V и Q_{ap} в большей степени возрастали в положении “На коленях”, чем “Стоя” (Условия [“Стоя”, “На коленях”] × Режим вентиляции [СД, ЗД, Гип], $F(2.186) = 5.704$, $p = 0.004$ для V , $F(2.186) = 3.067$, $p = 0.049$ для Q_{ap}). Повышение Q_{ml} было одинако-

вым в обоих положениях ($F(2.186) = 2.645$, $p = 0.074$).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В данной работе исследовали влияние различных режимов легочной вентиляции на функцию равновесия тела в положениях стоя и на коленях. В качестве гипотезы авторы предположили, что постуральная устойчивость будет одинаковой в обоих положениях при спокойном дыхании и при задержке дыхания, тогда как гипервентиляция вызовет большее ухудшение баланса в положении на коленях. В целом наша гипотеза не подтвердилась – согласно полученным результатам устойчивость в сагиттальном направлении (Q_{ap}) при спокойном дыхании и при гипервентиляции была лучше в положении на коленях. В то же время средняя скорость колебания ЦД была выше в по-

Таблица 3. Показатели дыхательных движений в положениях “Стоя” и “На коленях” ($M \pm SD$)

Показатели	Спокойное дыхание			Гипервентиляция		
	стоя	на коленях	p	стоя	на коленях	p
RA , у. е.	0.72 ± 0.29	0.79 ± 0.37	>0.1	$1.58 \pm 0.74^{***}$	$1.61 \pm 0.64^{***}$	>0.1
f , мин ⁻¹	13.44 ± 4.10	14.38 ± 4.51	>0.1	40 ^{***}	40 ^{***}	
$Vent$, у. е.	9.32 ± 4.26	10.85 ± 4.87	>0.1	$63.07 \pm 29.64^{***}$	$64.41 \pm 25.50^{***}$	>0.1

Примечание: RA – амплитуда дыхательных движений, f – частота дыхательных движений, $Vent$ – показатель вентиляции. *** – $p < 0.001$ между СД и Гип; p – вероятность различий нулевой гипотезы об отсутствии между положениями “Стоя” и “На коленях” при одном и том же режиме вентиляции.

ложении на коленях при всех режимах легочной вентиляции.

Стабилометрические параметры в положениях “Стоя” и “На коленях”. Обнаружили, что средняя скорость колебания ЦД была выше в положении “На коленях” при всех режимах легочной вентиляции по сравнению с положением “Стоя”. Такие результаты подразумевают, что, вне зависимости от режима вентиляции, напряжение постуральной регуляции было выше в сагиттальном направлении, несмотря на более низкое расположение центра тяжести [18, 19]. Возникает вопрос: почему при более эффективном поддержании баланса в сагиттальном направлении система постуральной регуляции испытывала большую нагрузку в положении на коленях по сравнению с положением стоя?

По данным работы [25], расположение человека на высоте может вызвать стрессовое состояние от страха падения и обусловить увеличение скорости постуральных колебаний. Однако на основе результатов пилотного исследования можно утверждать, что высота постаumenta не оказывала влияния на стабิโลграфические показатели постурального контроля у обследуемых.

Большее напряжение системы постурального контроля в позиции на коленях может быть связано с отсутствием соматосенсорной информации с подошв и голеностопных суставов [7]. Действительно, имеются данные, что диабетическая нейропатия вызывает ухудшение функции равновесия, обусловленное сенсорным дефицитом с дистальных отделов нижних конечностей [26, 27]. В то же время в ряде экспериментальных работ [28–30] было показано, что при спокойном стоянии отсутствие соматосенсорной информации с голеностопных суставов и подошв не приводило к снижению постуральной устойчивости, поскольку компенсировалось зрительной и вестибулярной афферентацией. Таким образом, очевидно, исключение соматосенсорной информации от дистальных отделов нижних конечностей в положении на коленях не является основной причиной большей нагрузки на систему постурального контроля.

Еще одним фактором, влияющим на функцию равновесия в позиции на коленях, может быть изменение механизмов постуральной регуляции. Считается, что поддержание баланса обеспечивается за счет использования моторных программ, а не рефлекторной деятельности [31]. Известно, что при спокойном стоянии основной постуральной стратегией поддержания баланса является голеностопная [32]. Это означает, что вертикальная поза поддерживается главным образом за счет использования моторных программ, обеспечивающих сокращения мышц голени; при этом другие мышцы задействованы в меньшей степени [33]. В положении на коленях голеностопная страте-

гия не участвует, и необходимо задействовать мышцы, обеспечивающие движение в коленных суставах, что требует использования других моторных программ и постуральной стратегии, отличной от привычной [34]. Это, в свою очередь, и приводит к большей нагрузке на систему постурального контроля.

Кроме того, известно, что в мышцах бедра содержится больше быстрых волокон, тогда как икроножная мышца в основном состоит из медленных волокон. Так как в поддержании баланса в положении на коленях задействованы мышцы бедра, тело совершает быстрые высокочастотные колебания [7].

Наконец, способность системы постурального контроля уравнивать действие возмущающих факторов зависит от количества постуральных сегментов, которые могут быть вовлечены в компенсацию возмущений [16]. Поскольку в положении на коленях в поддержании баланса может быть задействовано меньшее количество суставов, эта способность снижена. Следовательно, в таких условиях для обеспечения устойчивости необходимо большее напряжение системы постурального контроля.

Таким образом, для поддержания равновесия в положении на коленях требуется большее напряжение системы регуляции позы. Это, по-видимому, обусловлено: 1) невозможностью использовать привычную постуральную стратегию, 2) меньшим количеством постуральных сегментов, 3) отсутствием соматосенсорной афферентации с голеностопных суставов и подошв.

Согласно нашим данным показатель Q_{ap} был ниже в положении “На коленях” при спокойном дыхании, что указывает на более высокую устойчивость в сагиттальной плоскости в позиции на коленях. Таким образом, наши результаты согласуются с данными [7]. Авторы объяснили лучшую функцию равновесия в сагиттальной плоскости, измененной биомеханикой тела в положении на коленях; а именно — более низким расположением центра тяжести. Действительно, чем ближе центр тяжести к площади опоры, тем выше постуральная устойчивость [8].

Амплитуда колебаний центра давления (Q_{ap} , Q_{ml}) во время задержки дыхания не различалась в обоих положениях. Таким образом, исходя из наших результатов, при отсутствии дыхательных возмущений постуральная устойчивость в положениях стоя и на коленях была одинаковой.

Во время гипервентиляции, так же как и при спокойном дыхании, Q_{ap} была ниже в позиции “На коленях” по сравнению с положением “Стоя”. Возможно, это также было связано с более низким расположением центра тяжести. Кроме того, можно предположить, что сочетание интенсивного дыхательного возмущения с невоз-

возможностью использовать привычную поструральную стратегию вызывало страх потери равновесия у испытуемых. Известно, что угроза падения приводит к изменению поструральной стратегии — система пострурального контроля стремится уменьшить амплитуду и увеличить частоту колебаний ЦД [35].

Стабилографические параметры при различных режимах легочной вентиляции. Нами установлено, что все стабилметрические параметры (Q_{ml} , Q_{ap} и I) не различались между условиями при спокойном дыхании и задержке дыхания как в положении “Стоя”, так и в положении “На коленях”. Сходные результаты для положения “Стоя” были получены нами в предыдущем исследовании [9]. Известно, что при спокойном дыхании дыхательные движения компенсируются движениями туловища и нижних конечностей [13]. Можно полагать, что отсутствие в нашем исследовании различий по стабилметрическим параметрам между СД и ЗД связано с уравниванием возмущающего воздействия дыхания компенсирующими движениями сегментов тела.

Мы выявили, что гипервентиляция вызвала значительный рост всех стабилографических параметров в обоих положениях. Во множестве работ [9, 10, 12, 14] указывается на значительное ухудшение баланса под влиянием гипервентиляции. Такое неблагоприятное воздействие гипервентиляции на функцию равновесия связано с метаболическими изменениями [14], а также более выраженным возмущающим действием дыхательных движений [9, 10, 13]. Таким образом, ухудшение функции равновесия, выявленное в данной работе, было вполне ожидаемым результатом.

Следует отметить, что средняя скорость колебаний ЦД, а также амплитуда колебаний ЦД в сагиттальной плоскости во время гипервентиляции возросли в большей степени в положении “На коленях”. Такие результаты подразумевают, что гипервентиляция вызвала большую нагрузку на систему пострурального контроля в позиции на коленях. Это, по-видимому, можно объяснить упомянутыми выше факторами: неестественным положением тела и невозможностью использовать привычную поструральную стратегию, уменьшением числа поструральных сегментов, а также отсутствием соматосенсорной афферентации с голеностопных суставов и подошв. Таким образом, исключение дистальных отделов нижних конечностей привело к снижению способности компенсировать увеличенное возмущающее действие дыхания. Именно поэтому система пострурального контроля испытывала большее напряжение при гипервентиляции в положении на коленях.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данные исследования указывают на более высокую устойчивость вертикальной позы в сагиттальной плоскости в положении на коленях по сравнению с обычным положением стоя. В то же время, повышенная устойчивость позы на коленях сочеталась с более напряженным функционированием системы пострурального контроля, что было вызвано угрозой падения, связанной с неестественным положением тела.

Более высокое напряжение системы пострурального контроля в положении на коленях может быть связано с исключением голеностопных суставов, невозможностью использования предпочтительной голеностопной стратегии, с уменьшением количества поструральных сегментов, вовлеченных в компенсацию дыхательных возмущений, а также с отсутствием соматосенсорной афферентации с дистальных отделов нижних конечностей. Выяснение роли этих механизмов требует дополнительных исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Glen G.* Stroke Rehabilitation: a Functional-Based Approach. Elsevier Health Sciences, 2010. P. 800.
2. *Gärtner A.* Integrating Physically Handicapped into Sport: Judo. Adapted Physical Activity. Springer Berlin Heidelberg, 1990. P. 177.
3. *Gallagher S.* Physical limitations and musculoskeletal complaints associated with work in unusual or restricted postures: a literature review // J. of Safety Research. 2005. V. 36. № 1. P. 51.
4. *Bhattacharya A., Succop P., Kincl L., Gordon J. et al.* Postural stability associated with restricted ceiling height mining tasks // Occupational Ergonomics. 2009. V. 8. № 2. P. 91.
5. *Pollard J.P., Porter W.L.* The effect of kneepads on balance while kneeling or squatting // Proceeding of the Human Factors and Ergonomics Society 55th Annual Meeting. 2011. V. 55. P. 1601.
6. *Gallagher S., Marras W.S., Bobick T.G.* Lifting in stooped and kneeling postures: Effects on lifting capacity, metabolic costs, and electromyography of eight trunk muscles // International J. Industrial Ergonomics. 1988. V. 3. № 1. P. 65.
7. *Mezzarane R.A., Kohn A.F.* Postural control during kneeling // Experimental Brain Research. 2008. V. 187. № 3. P. 395.
8. *Knudson D.* Fundamental of biomechanics. Springer, 2nd ed. 2007. P. 354.
9. *Малахов М.В., Макаренкова Е.А., Мельников А.А., Видулов А.Д.* Оценка влияния задержки дыхания и гипервентиляции на устойчивость вертикальной позы человека с помощью спектрального анализа стабилографического сигнала // Физиология человека. 2014. Т. 40. № 1. С. 90.
10. *Malakhov M., Makarenkova E., Melnikov A.* The influence of different modes of ventilation on standing balance of athletes // Asian Journal of Sports Medicine. 2014. V. 5. № 3:e22767.

11. Caron O., Fontanari P., Cremieux J., Joulia F. Effects of ventilation on body sway during human standing // *Neuroscience Letters*. 2004. V. 366. P. 6.
12. Hamaoui A., Gonneau E., Le Bozec S. Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode // *Neuroscience Letters*. 2010. V. 475. № 3. P. 141.
13. Hodges P., Gurfinkel V., Brumagne S. et al. Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration // *Experimental Brain Research*. 2002. V. 144. № 3. P. 293.
14. Sakellari V., Bronstein A.M., Corna S. et al. The effects of hyperventilation on postural control mechanisms // *Brain*. 1997. V. 120. № 9. P. 1659.
15. Bouisset S., Duchêne J.L. Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? // *Neuroreport*. 1994. V. 5. № 8. P. 957.
16. Kantor E., Poupard L., Le Bozec S., Bouisset S. Does body stability depend on postural chain mobility or stability area? // *Neuroscience Letters*. 2001. V. 308. № 2. P. 128.
17. Lindh W.Q., Pooler M., Tamparo C., Dahl B.M. *Delmar's Comprehensive Medical Assisting: Administrative and Clinical Competencies*. Cengage Learning, 2009. P. 1552.
18. Tjon S.S., Geurts A.C., van't Pad Bosch P. et al. Postural control in rheumatoid arthritis patients scheduled for total knee arthroplasty // *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000. V. 81. № 11. P. 1489.
19. Hufschmidt A., Dichgans J., Mauritz K.H., Hufschmidt M. Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications // *Arch. Psychiatr. Nervenkr.* 1980. V. 228. № 2. P. 135.
20. Palmieri R.M., Ingersoll C.D., Stone M.B., Krause B.A. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control // *J. Sport Rehabilitation*. 2002. V. 11. № 1. P. 51.
21. Asseman F., Caron O., Cremieux J. Effects of the removal of vision on body sway during different postures in elite gymnasts // *International J. Sports Medicine*. V. 26. № 2. P. 116.
22. Qiu H., Xiong S. Center-of-pressure based postural sway measures: Reliability and ability to distinguish between age, fear of falling and fall history // *International J. Industrial Ergonomics*. 2015. V. 47. P. 37.
23. Le Clair K., Riach C. Postural stability measures: What to measure and for how long // *Clinical Biomechanics*. 1996. V. 11. № 3. P. 176.
24. Kubo H.D., Hill B.C. Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study // *Physics in Medicine and Biology*. 1996. V. 41. № 1. P. 83.
25. Adkin A.L., Frank J.S., Carpenter M.G., Peysar G.W. Postural control is scaled to level of postural threat // *Gait Posture*. 2000. V. 12. № 2. P. 87.
26. Uccioli L., Giacomini P.G., Monticone G. et al. Body sway in diabetic neuropathy // *Diabetes Care*. 1995. V. 18. № 3. P. 339.
27. Simoneau G.G., Ulbrecht J.S., Derr J.A. et al. Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy // *Diabetes Care*. 1994. V. 17. № 12. P. 1411.
28. Horak F.B., Nashner L.M., Diener H.C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss // *Experimental Brain Research*. 1990. V. 82. № 1. P. 167.
29. Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. // *The J. Physiology*. 2001. V. 532. Pt. 3. P. 869.
30. Meyer P.F., Oddsson L.I., De Luca C.J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance // *Experimental Brain Research*. 2004. V. 156. № 4. P. 505.
31. Otten E. Balancing on a narrow ridge: biomechanics and control // *Philosophical Transactions of the Royal Society*. London B. 1999. V. 354. № 1385. P. 869.
32. Gatev P., Thomas S., Kepple T., Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults // *The J. Physiology*. 1999. V. 514. Pt. 3. P. 915.
33. Winter D.A., Patla A.E., Prince F. et al. Stiffness control of balance in quiet standing // *J. Neurophysiology*. 1998. V. 80. № 3. P. 1211.
34. Kurayama T., Tadokoro Y., Fujimoto S. et al. A comparison of the movement characteristics between the kneeling gait and the normal gait in healthy adults // *Gait & Posture*. 2013. V. 37. № 3. P. 402.
35. Carpenter M.G., Frank J.S., Silcher C.P., Peysar G.W. The influence of postural threat on the control of upright stance // *Experimental Brain Research*. 2001. V. 138. № 2. P. 210.

Comparison of Postural Performance in Standing and Kneeling Positions at Different Modes of Ventilation

M. V. Malakhov^{a,*} and A. A. Melnikov^b

^aYaroslavl State Medical University, Yaroslavl, Russia

^bYaroslavl State Pedagogical University, Yaroslavl, Russia

*E-mail: malahovmv@mail.ru

We compared postural performance in kneeling and standing positions at different modes of ventilation. Body stability was assessed using the force platform ("Ritm", Russia) during tidal breathing (TB), breath holding (BH), and hyperventilation (Hyp) in kneeling and standing positions in healthy volunteers ($n = 48$). We estimated the postural sway amplitude in anteroposterior and mediolateral planes and the mean velocity of the center of pressure (CP) displacement. The amplitude and frequency of respiration were evaluated by the strain gauge. In general, the amplitude of CP displacement was lower in kneeling position, while the mean velocity was higher. These results suggest that the kneeling posture was accompanied by a higher strain of the postural control system, and reduced postural sway amplitude in kneeling position was provided by body configuration rather than better postural performance.

Keywords: postural stability, kneeling, hyperventilation, breath holding.