

В. В. ГАРКАВЕНКО¹, Е. В. КОЛОСОВА¹, А. П. МЕЛЬНИЧУК¹,
Д. А. ВАСИЛЕНКО¹

СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ У ЧЕЛОВЕКА В ПОЗЕ СТАЦИОНАРНОГО ПОЛУПРИСЕДАНИЯ

Поступила 5.06.12

С использованием стабیلорафической методики у 15 добровольцев исследовали изменения положения центра давления стоп (ЦДС) на горизонтальной плоскости опоры и спектральные характеристики постуральных колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях (Y- и X-колебаний соответственно) в основной вертикальной стойке (ОВС) и в позе стационарного полуприседания (ПП) с сохранением вертикального положения туловища (угол в коленных суставах у разных испытуемых составлял от 125 до 140 град). Как при открытых, так и при закрытых глазах (ОГ и ЗГ соответственно) усредненное положение ЦДС в позиции ПП у большинства испытуемых смещалось вперед (при значительной вариабельности индивидуальных значений). В позиции ПП амплитуды и, соответственно, спектральные мощности колебаний положения ЦДС и в сагиттальной, и во фронтальной плоскости были существенно (в несколько раз) больше, чем в ОВС, причем относительная степень изменений фронтального (X-) компонента была гораздо более значительной. Указанные изменения в условиях устранения зрительного контроля (ЗГ) имели большую интенсивность, чем при его наличии. Переход в положение ПП сопровождался также умеренными изменениями спектральной композиции постуральных стабیلорафических осцилляций (некоторыми сдвигами последних в сторону более высоких частот).

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: стабیلорафия, спектральная мощность (СМ), основная вертикальная стойка (ОВС), полуприседание (ПП), центр давления стоп (ЦДС), сагиттальные и фронтальные постуральные колебания.

ВВЕДЕНИЕ

При поддержании вертикального положения тела ЦНС человека обеспечивает непрерывное решение весьма сложных задач моторного контроля, интегрируя сигналы, поступающие от соматосенсорной, зрительной и вестибулярной систем, и постоянно формируя соответствующие моторные команды, адресуемые преимущественно мышцам ног и туловища. Стабیلорафические показатели, регистрируемые в основной вертикальной стойке (ОВС) и в других позах, при которых положение туловища близко к вертикальному, обладают большой информационной ценностью для решения задач медицинской диагностики и контроля функцио-

нального состояния человека. В данном аспекте накоплен обширный фактический материал и предложены ряд теоретических интерпретаций [1–9]. В то же время многие вопросы, касающиеся роли различных факторов, которые влияют на поддержание позы в упомянутых выше условиях, остаются нерешенными. Сравнительно мало исследован вопрос о специфике стабیلорафических показателей при сохранении позы, близкой к вертикальной, но в условиях неглубокого приседания, или полуприседания (ПП). В двигательном/постуральном поведении человека соответствующие ситуации встречаются достаточно часто. Есть основания полагать, что моторный контроль, обеспечивающий устойчивость позы в условиях ПП, отличается рядом существенных особенностей. Выяснение роли различных факторов, влияющих на поддержание упомянутой позы и других поз, близких к ней, представляет значительный интерес, в частности в аспекте физиологии спорта [1, 10].

¹ Институт физиологии им. А. А. Богомольца НАН Украины, Киев (Украина).

Эл. почта: vgar@biph.kiev.ua (В.В. Гаркавенко)
neu_nei@yahoo.com (Д.В. Василенко)

В настоящем исследовании мы сравнивали результаты анализа стабилотраграмм, регистрируемых у здоровых людей в условиях ОВС и во время неглубокого стационарного приседания (позиция ПП).

МЕТОДИКА

Работа была проведена при участии 15 добровольцев обоего пола (шесть женщин и девять мужчин, возраст от 21 года до 62 лет, в среднем 37 лет) без неврологических заболеваний в анамнезе и признаков неврологической патологии на момент обследования. Все участники были ознакомлены с процедурой тестов и дали информированное согласие.

Изменения положения центра давления стоп (ЦДС) в ортогональной системе координат регистрировали с помощью стабิโลграфической силовой платформы, снабженной четырьмя датчиками. Во время тестирования испытуемые стояли без обуви на горизонтальной плоскости платформы в двух позициях – ОВС и ПП. Ступни в обоих случаях располагались параллельно (на расстоянии 18 см между их осями) и симметрично относительно центральной продольной оси платформы. Во время выполнения ПП испытуемых просили согнуть колени до угла, который они могли поддерживать без существенных затруднений на протяжении приблизительно 30 с, сохраняя при этом вертикальное положение туловища. В данном случае угол в коленных суставах в положении ПП у различных испытуемых составлял от 125 до 140 град. Стабילותраграммы в каждой из упомянутых позиций регистрировали при наличии зрительного контроля и в его отсутствие, открытых либо закрытых глазах (ОГ и ЗГ) соответственно. Руки в обеих позициях были свободно опущены. Таким образом, для каждого из испытуемых регистрацию проводили в четырех видах проб – в условиях ОВС/ОГ, ОВС/ЗГ, ПП/ОГ и ПП/ЗГ. У части испытуемых пробы повторно реализовывались в разные дни; полученные результаты объединяли. Каждая из проб длилась 25 с; начальные пятисекундные отрезки из анализа исключали. Последовательность проб была рандомизирована; интервалы между ними составляли 15–20 с.

Регистрацию и анализ сигналов от датчиков платформы проводили на компьютере с использованием платы ввода-вывода NI 6070E («National Instruments», США) и программ, написанных на языке LabView. Частота дискретизации сигналов

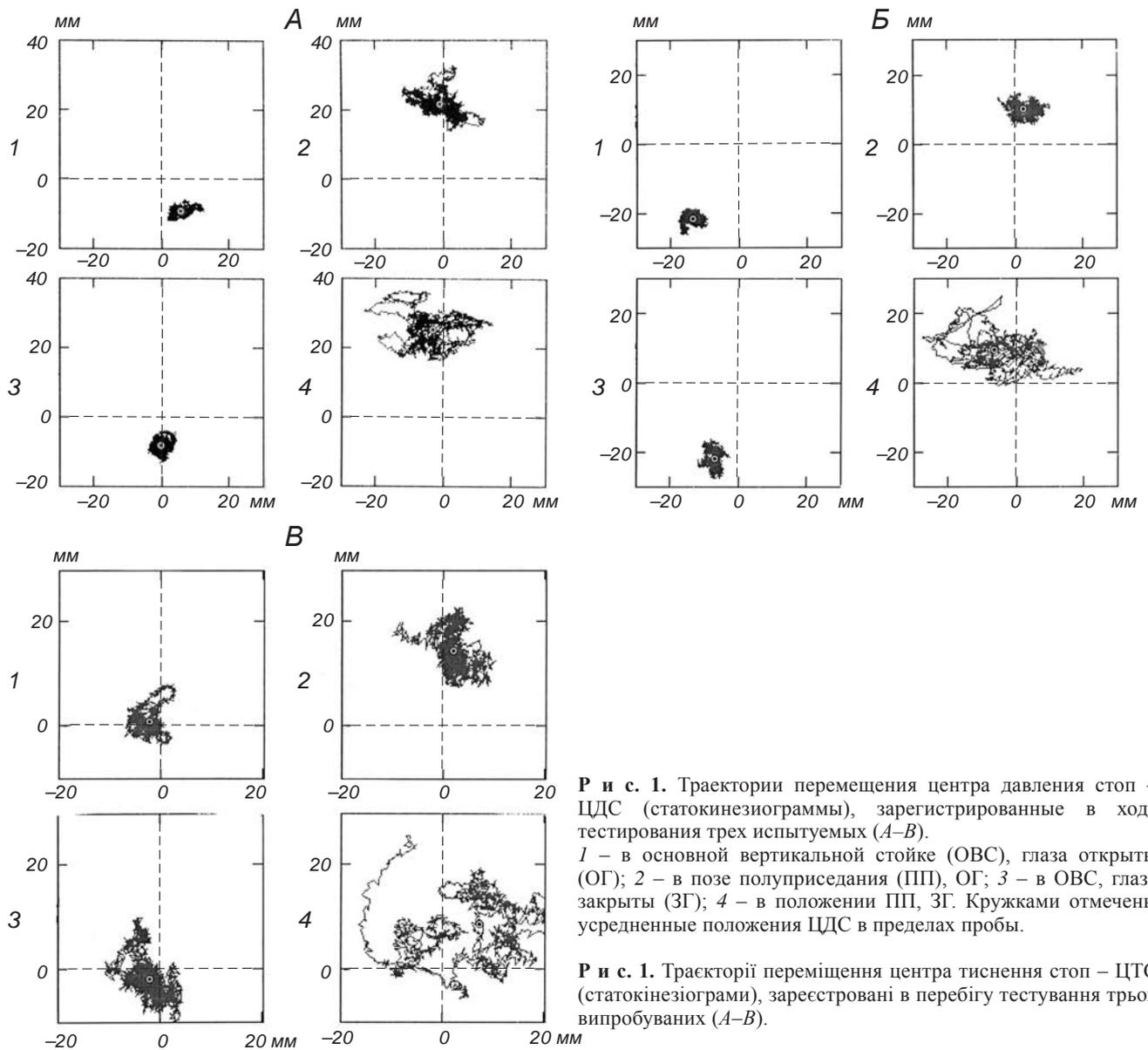
составляла 100 с^{-1} . Перед вводом сигналы подвергали аналоговой фильтрации с полосой пропускания 0.5–200 Гц. Регистрировали траектории перемещения ЦДС (статокинезиограммы); на их основе рассчитывали средние значения координат ЦДС для каждой из проб. Спектральный анализ выполняли с помощью программного пакета «MathCad 2001 Professional», получая спектральные характеристики процесса изменений положения ЦДС в сагиттальной и фронтальной плоскостях (Y- и X-колебаний соответственно). Значения спектральной мощности (СМ) данных колебаний (мм^2) измеряли в пределах следующих шести частотных диапазонов: 0–0.2, 0.2–0.5, 0.5–1.0, 1.0–2.0, 2.0–3.0 и 3.0–6.0 Гц; далее эти полосы обозначены соответственно верхним пределом как диапазоны 0.2, 0.5, 1.0, 2.0, 3.0 и 6.0 Гц.

Для оценки статистической значимости межгрупповых различий показателей использовали дисперсионный анализ вариаций (ANOVA) и *t*-тест Стьюдента для парных выборок.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Уже первичный визуальный анализ записей траекторий перемещения ЦДС по опорной поверхности во время проб (статокинезиограмм) свидетельствовал о том, что изменения положения данной точки в условиях ОВС и ПП значительно различаются. У большинства испытуемых размах колебаний положения ЦДС в сагиттальной и фронтальной плоскостях в условиях ОВС и наличия зрительного контроля составлял порядка 6–15 мм (рис. 1, А, Б). При ЗГ в данной стойке этот размах, как правило, существенно превышал таковой в условиях ОГ. У части испытуемых площадь, перекрываемая перемещениями ЦДС в условиях ОВС, была заметно больше и в случаях устранения зрительного контроля значительно возрастала (Б). Переход в положение ПП сопровождался у всех без исключения испытуемых существенным увеличением размаха колебаний положения ЦДС в обеих плоскостях, и обычно область, перекрываемая этими колебаниями, смещалась вперед (А–Б).

Определение среднего положения ЦДС в различных пробах показало, что заметное смещение данной точки вперед при переходе из ОВС в положение ПП отмечалось независимо от наличия или отсутствия зрительного контроля у 11 из 15 испытуемых, причем у трех из них такой сдвиг превышал



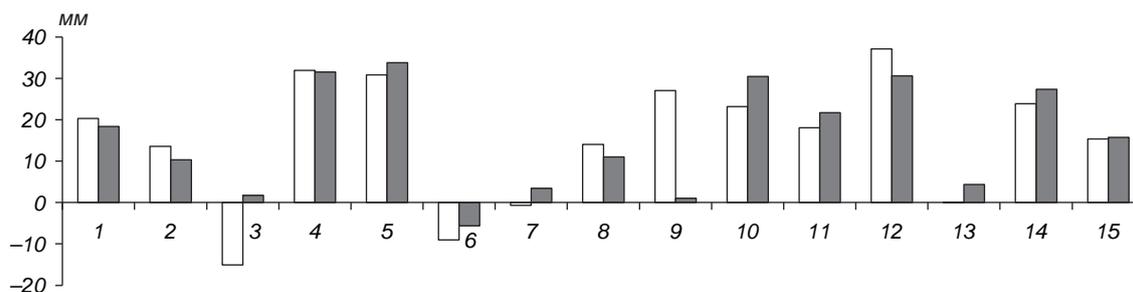
Р и с. 1. Траектории перемещения центра давления стоп – ЦДС (статокінезіограми), зареєстровані в ході тестування трьох испытуємих (А–В).

1 – в основній вертикальній стойке (ОВС), глаза открыты (ОГ); 2 – в позе полуприседания (ПП), ОГ; 3 – в ОВС, глаза закрыты (ЗГ); 4 – в положении ПП, ЗГ. Кружками отмечены усредненные положения ЦДС в пределах пробы.

Р и с. 1. Траекторії переміщення центра тиснення стоп – ЦТС (статокінезіограми), зареєстровані в перебігу тестування трьох випробуваних (А–В).

30 мм (рис. 2). У двух испытуемых, однако, переход в позу ПП почти не изменял усредненного положения ЦДС; соответствующие точки смещались вперед не более чем на 5 мм. У одного из тестируемых принятие положения ПП в обоих условиях зрительного контроля (ОГ и ЗГ) сопровождалось умеренным смещением средней точки расположения ЦДС не вперед, а назад (на 6–9 мм). Еще у одного из тестируемых среднее положение ЦДС при переходе в позу ПП в условиях ОГ заметно сдвигалось назад (на 15.1 мм), а после такого же изменения позы, но в отсутствие зрительного контроля происходило лишь минимальное изменение положения данной точки (менее чем на 2 мм вперед; рис. 2). Усред-

ненное в пределах всей тестированной группы смещение среднего положения ЦДС в условиях ПП по сравнению с таковым в ОВС при наличии в обоих случаях зрительного контроля (ОВС/ОГ – ПП/ОГ) составляло $+15.34 \pm 3.96$ мм (считая сдвиги вперед положительными). Соответствующая усредненная величина в отсутствие зрительного контроля (ОВС/ЗГ – ПП/ЗГ) равнялась $+15.70 \pm 3.34$ мм, т. е. указанные величины были весьма близки. Некоторые смещения среднего положения ЦДС во фронтальной плоскости после смены условий тестирования отмечались у большинства испытуемых (рис. 1), но в пределах группы они не характеризовались какой-либо систематической тенденцией.



Р и с. 2. Средние значения смещений усредненного положения центра давления стоп (ЦДС) в сагиттальной плоскости (мм), связанные с переходом из основной вертикальной стойки в положение полуприседания, у 15 испытуемых. Светлые и темные столбцы – при наличии и в отсутствие визуального контроля (открытые и закрытые глаза соответственно). Значения смещений ЦДС вперед считаются положительными.

Р и с. 2. Середні значення зміщень усередненої позиції центра тиснення стоп у сагитальній площині (мм), пов'язані з переходом із основної вертикальної стійки в положення напівприсідання, у 15 випробуваних.

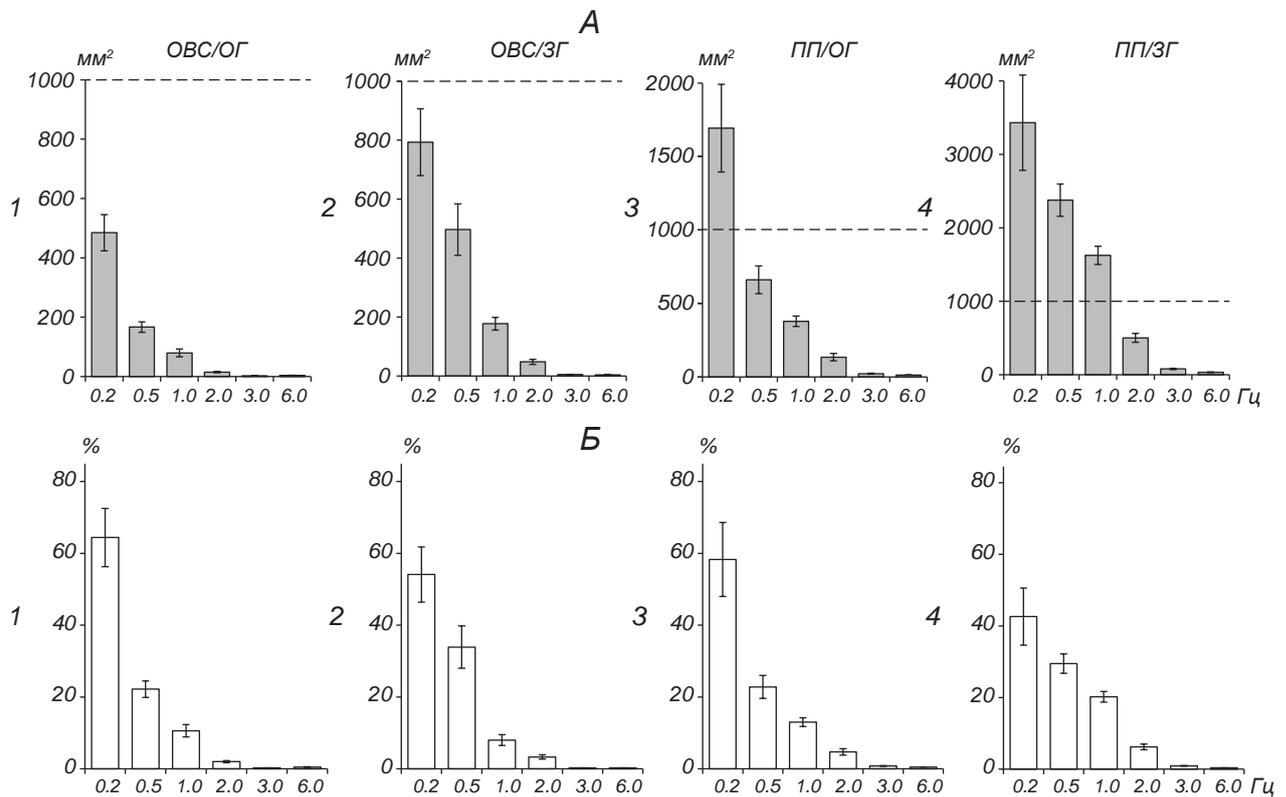
Спектрограммы постуральных колебаний при поддержании поз ОВС и ПП отличались очень высокой индивидуальной вариабельностью. Значения СМ таких колебаний в тех или иных частотных диапазонах у разных испытуемых могли различаться на порядок и даже несколько более. В то же время общий паттерн спектрограмм, регистрируемых во всех четырех экспериментальных условиях, демонстрировал значительное сходство (рис. 3; 4). Основная часть постуральных колебаний имели весьма низкую частоту (менее 1 Гц); более высокочастотные осцилляции положения ЦДС (1–6 Гц) наблюдались у всех испытуемых и во всех упомянутых условиях, но их суммарная СМ в подавляющем большинстве случаев не превышала нескольких процентов суммарной мощности всего спектра [11, 12]. В положении ОВС при наличии зрительного контроля СМ колебаний наиболее низкой частоты (менее 0.2 Гц) во фронтальной и сагиттальной плоскостях составляли в среднем 64.4 ± 8.1 и 64.7 ± 14.7 % общей мощности соответствующих спектров, т. е. почти две трети суммарной мощности постуральных осцилляций (рис. 3, Б; 4, Б).

Переход из положения ОВС в позу ПП во всех случаях сопровождался значительным увеличением мощности постуральных колебаний положения ЦДС как в сагиттальной, так и (особенно) во фронтальной плоскости (рис. 3; 4). Если нормировать усредненную суммарную мощность спектра сагиттальных (Y-) осцилляций в случае наличия зрительного контроля в положении ПП (ПП/ОГ) относительно соответствующего показателя в ус-

ловиях ОВС/ОГ, принятого за 100 % (что позволяло выявить изолированное влияние изменения позы при идентичности зрительных условий), то мощность сагиттальных осцилляций после перехода в ПП становилась втрое больше (составляя в среднем 305.3 %; рис. 4, А; 5, Б). Для фронтальных (боковых, X-) колебаний аналогичное увеличение оказалось еще более значительным – превышение в условиях ПП/ОГ было почти четырехкратным (385.9 %; рис. 3, А; 5, А).

Результаты тестов, проведенных в условиях устранения зрительного контроля (ЗГ) при сохранении той или иной позы, показали, что в этих ситуациях мощность постуральных колебаний также существенно увеличивалась, причем как в ОВС, так и в положении ПП. Относительная степень подобного увеличения в данных случаях, однако, демонстрировала значительную специфику. Отношение усредненных значений суммарных СМ фронтальных (X-) осцилляций при смене зрительных условий для положения ОВС (ОВС/ЗГ по сравнению с ОВС/ОГ) составляло 194.6, а для положения ПП (ПП/ОГ—ПП/ЗГ) – 277.1 %. Аналогичное отношение суммарных мощностей спектров передне-задних (Y-) колебаний, связанное со сменой зрительных условий на фоне сохранения ОВС, равнялось 294.0 %. В то же время устранение зрительного контроля в положении ПП обуславливало увеличение суммарной мощности спектра сагиттальных осцилляций всего до 142.6 %.

В связи с подобными соотношениями паттерн влияний, которые оказывали изменения позы на



Р и с. 3. Натуральные (А) и нормированные (Б) спектрограммы постуральных колебаний положения центра давления стоп во фронтальной плоскости в различных условиях тестирования (1–4).

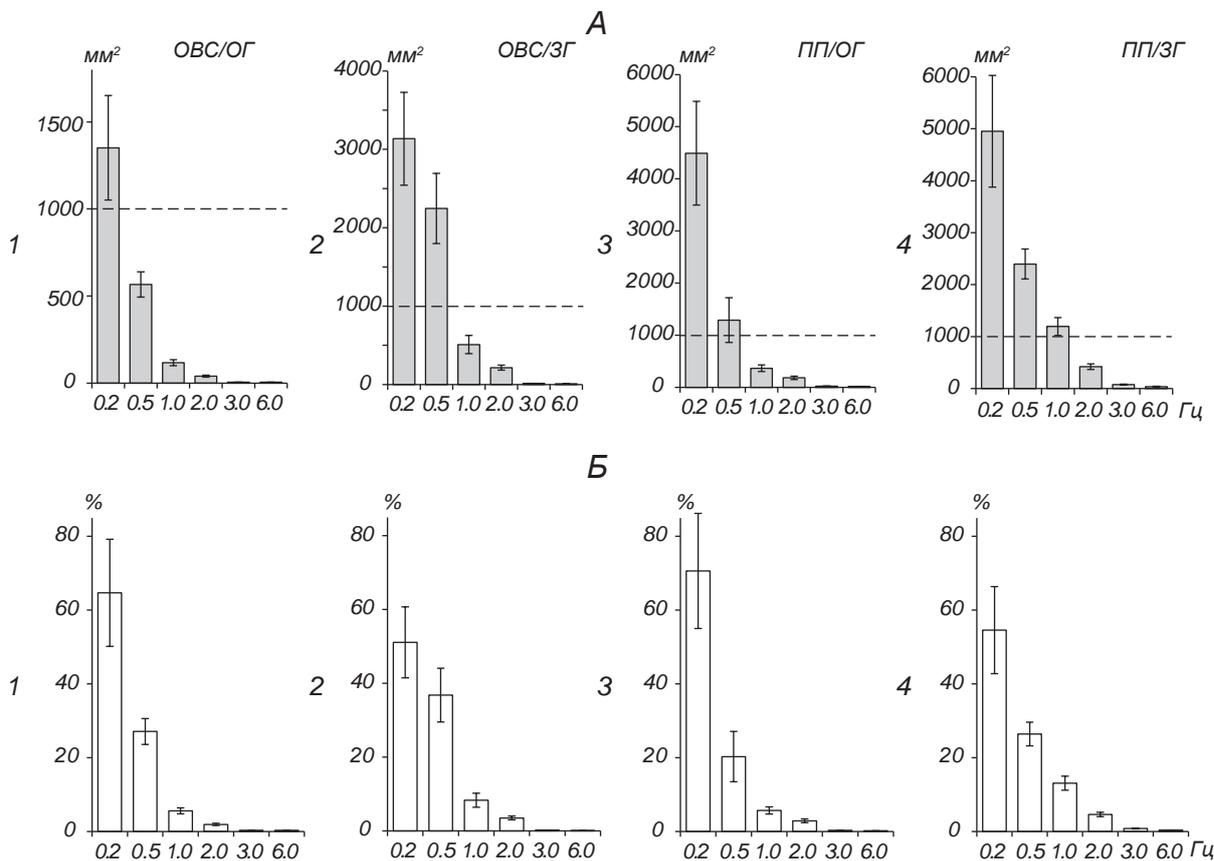
По осям абсцисс на А и Б – частотные диапазоны, Гц (указаны верхние границы); по осям ординат на А – спектральная мощность, мм² (обратите внимание на различия масштаба на 1–4), на Б – нормированная спектральная мощность, % (за 100 % принята суммарная мощность спектра в каждом из случаев 1–4). Условия тестирования указаны над спектрограммами: ОВС – основная вертикальная стойка, PPP – позиция полуприседания, ОГ и ЗГ – глаза открыты и закрыты соответственно.

Р и с. 3. Натуральні (А) та нормовані (Б) спектрограми постуральних коливань положення центра тиснення стоп у фронтальній площині в різних умовах тестування (1–4).

мощность постуральных колебаний в условиях ЗГ, оказался существенно иным, чем наблюдавшийся при наличии визуального контроля. Переход из ОВС в положение PPP в отсутствие такого контроля приводил к более чем пятикратному увеличению средней суммарной мощности боковых (фронтальных) колебаний положения ЦДС (отношение мощностей в условиях PPP/ЗГ и ОВС/ЗГ составляло 549.5 %). Напомним, что при наличии зрительной обратной связи увеличение мощности этих колебаний с переходом в позу PPP было трехкратным. В то же время суммарная мощность сагиттальных колебаний в условиях PPP/ЗГ превышала соответствующий показатель в случаях ОВС/ЗГ менее чем в полтора раза, составляя 148.0 %.

Таким образом, и переход из ОВС в положение PPP, и устранение визуального контроля обуслов-

ливали значительное увеличение мощности постуральных колебаний положения ЦДС, связанных с поддержанием вертикального положения тела. Существенность влияния обоих факторов (изменения позы и наличия/отсутствия зрительного контроля) на смещения ЦДС подтверждалась результатами дисперсионного анализа (ANOVA) спектральных компонентов колебаний положения этой точки (см. таблицу). Значения критерия Фишера F для влияния и фактора позы, и фактора зрения на смещение положения ЦДС во фронтальной плоскости оказались во всех исследованных частотных диапазонах весьма значительными, а вероятности нулевой гипотезы (случайности различий соответствующих значений в условиях действия упомянутых факторов) – крайне малыми. Высокодостоверными были и различия, обусловленные взаимодействием упо-



Р и с. 4. Натуральные (А) и нормированные (Б) спектрограммы постуральных колебаний положения центра давления стоп в сагиттальной плоскости в различных условиях тестирования. Обозначения те же, что и на рис. 3.

Р и с. 4. Натуральні (А) та нормовані (Б) спектрограми постуральних коливань положення центра тиснення стоп у сагітальній площині в різних умовах тестування (1–4).

мянутых факторов (ОВС–ПП × ОГ–ЗГ). Ситуация для колебаний положения ЦДС в сагиттальной плоскости во многих отношениях была сходной, но в ряде аспектов – заметно иной. Различия между сравниваемыми значениями СМ в соответственных частотных диапазонах были и в этих случаях большей частью достоверными. Однако значения критерия Фишера для передне-задних колебаний положения данной точки чаще всего были заметно меньшими, чем аналогичные величины для боковых осцилляций. Разница для сагиттальных колебаний в диапазоне 0.2–0.5 Гц, обусловленная изменением позы, оказалась в пределах группы статистически недостоверной. Недостоверность различий выявилась также при сравнении эффектов взаимодействия указанных выше факторов (ОВС–ПП × ОГ–ЗГ) для двух диапазонов частот сагиттальных колебаний (0.2–0.5 и 1.0–2.0 Гц).

Таким образом, можно прийти к общему заключению, что и изменения позы (переход из ОВС к ПП), и изменение условий зрительного контроля (ОГ–ЗГ) в существенно большей степени влияют на СМ постуральных колебаний во фронтальной плоскости, чем на соответствующие показатели сагиттальных колебаний. Убедительным подтверждением этого может служить рис. 5. Видно, что усредненная по группе нормированная суммарная мощность спектра поперечных (Х-) осцилляций в условиях комбинации смены позы и устранения визуального контроля (ПП/ЗГ) более чем на порядок превышала соответствующий показатель для условий ОВС/ОГ, принятый за 100 %. Для передне-задних же (Y-) осцилляций аналогичная разница была менее чем пятикратной.

В положении ОВС при наличии визуального контроля усредненная в пределах всей группы вели-

Таблица. Результаты дисперсионного анализа вариаций спектральных компонентов колебаний положения центра давления стоп (ЦДС).

Таблица. Результаты дисперсійного аналізу варіацій спектральних компонентів коливань положення центра тиснення стоп (ЦТС).

Частотные диапазоны спектра, Гц	Показатели	Плоскость колебаний ЦДС					
		Фронтальная (X)			Сагиттальная (Y)		
		ОВС–ПП	ОГ–ЗГ	ОВС–ПП×ОГ–ЗГ	ОВС–ПП	ОГ–ЗГ	ОВС–ПП×ОГ–ЗГ
< 0.2	<i>F</i>	24,73	8,24	7,83	11,36	5,7	5,13
	<i>P</i>	0,000	0,012	0,014	0,005	0,032	0,040
0.2-0.5	<i>F</i>	72,69	97,55	53,57	1,81	11,11	2,21
	<i>P</i>	0,000	0,000	0,000	0,200	0,005	0,159
0.5-1.0	<i>F</i>	197,99	88,29	69,33	20,41	29,56	7,11
	<i>P</i>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,018
1.0-2.0	<i>F</i>	56,41	62,85	44,79	22,83	53,42	2,47
	<i>P</i>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,138
2.0-3.0	<i>F</i>	120,65	35,13	42,01	92,68	71,12	44,49
	<i>P</i>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
3.0-6.0	<i>F</i>	58,22	13,95	14,21	50,43	28,75	12,85
	<i>P</i>	0,000	0,002	0,002	0,000	0,000	0,003

Примечание. Приведены значения критерия Фишера *F* и вероятности нулевой гипотезы (случайности различий) *P*, полученные при выявлении влияний факторов изменения позы (основная вертикальная стойка – положение полуприседания, ОВС–ПП), наличия/отсутствия зрительного контроля (открытые глаза–закрытые глаза, ОГ–ЗГ) и взаимодействия этих факторов (ОВС–ПП × ОГ–ЗГ) на спектральные компоненты колебаний ЦДС во фронтальной (X) и в сагиттальной (Y) плоскостях.

чина отношения передне-задних и боковых смещений положения ЦДС (Y/X), рассчитанная на основе сравнения суммарных мощностей спектров соответствующих колебаний, составляла 2.77. Иными словами, в условиях ОВС/ОГ мощность «продольных» (сагиттальных) смещений положения ЦДС в среднем более чем в 2.5 раза превышала мощность поперечных. В случаях устранения зрительного контроля (ОВС/ЗГ) соответствующий коэффициент

становился еще бóльшим (в среднем по группе 4.18). В позе ПП аналогичные соотношения оказались иными. Для условий ПП/ОГ упомянутый коэффициент Y/X составлял 2.19, а для ситуации ПП/ЗГ – всего 1.13, т. е. суммарные мощности сагиттальных и фронтальных осцилляций в последнем случае почти уравнивались (как уже упоминалось, абсолютная мощность и сагиттальных, и фронтальных колебаний в этих условиях значитель-

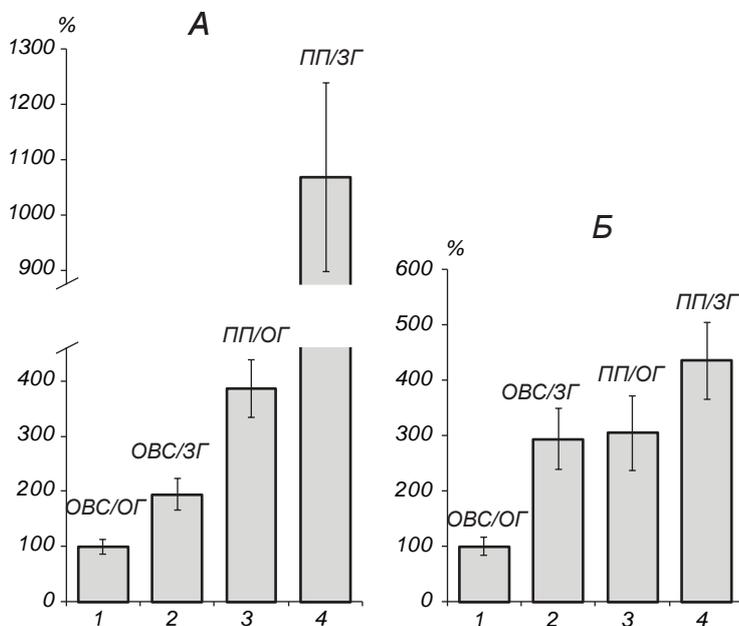


Рис. 5. Диаграммы нормированных среднегрупповых значений суммарной мощности спектров (%) колебаний положения центра давления стоп во фронтальной (А) и сагиттальной (Б) плоскостях в различных условиях тестирования (1–4). Обозначения условий те же, что и на рис. 3 и 4. За 100% в обоих случаях (А и Б) приняты суммарные мощности спектров в условиях основной вертикальной стойки при открытых глазах.

Рис. 5. Діаграми нормованих середньогрупових значень сумарної потужності спектрів (%) коливань положення центра тиснення стоп у фронтальній (А) та сагитальній (Б) площинах у різних умовах тестування (1–4).

но возрастала, но мощность вторых из них – в гораздо большей степени, что и обуславливало значительное относительное уменьшение величины Y/X).

Изменения позы и условий визуального контроля приводили не только к изменениям СМ постуральных колебаний, но и к заметным модификациям их спектральной композиции (хотя и менее драматическим). Устранение зрительной обратной связи и в ОВС, и в позиции ПП обуславливало некоторое уменьшение относительного вклада наиболее низкочастотных (менее 0.2 Гц) фронтальных осцилляций положения ЦДС при одновременном заметном возрастании нормированной СМ несколько более высокочастотных колебаний (0.2–0.5 Гц; рис. 3, Б). Разницы соответствующих средних величин обычно не были достоверными (ввиду высокой дисперсии индивидуальных значений), но тенденция выглядела достаточно явной. В отношении сагиттальных колебаний ситуация была примерно аналогичной лишь в условиях ОВС. Переход же в положение ПП с сохранением визуального контроля был связан с некоторым увеличением нормированной СМ самых низкочастотных (менее 0.2 Гц) передне-задних колебаний; среднее значение их вклада в суммарный спектр в условиях ПП/ОГ превышало 70 % (рис. 4, Б). Устранение зрительного контроля сопровождалось некоторым нивелированием указанного сдвига.

Следует также отметить, что переход в положение ПП и устранение зрительного контроля обуславливали значительное увеличение доли относительно высокочастотных постуральных осцилляций (1.0–6.0 Гц). Усредненная нормированная мощность указанной высокочастотной части спектра фронтальных колебаний в условиях ПП/ОГ и ПП/ЗГ составляла 6.0 и 7.5 % общей суммарной мощности таких осцилляций, а аналогичная величина для сагиттальных колебаний в условиях ПП/ЗГ – 5.8 %. Для сравнения укажем, что соответствующая доля высокочастотных фронтальных осцилляций в условиях ОВС/ОГ равнялась 2.8, а сагиттальных – 2.5 %.

ОБСУЖДЕНИЕ

Феноменология процесса поддержания человеком вертикального положения тела, биомеханические аспекты указанного процесса, роли, которые при этом играют различные сенсорные системы, мышечная активность, обеспечивающая в данных

условиях компенсацию отклонений от состояния равновесия, изменения упомянутого процесса в случаях различных неврологических расстройств были и продолжают являться объектами многочисленных исследований. Результаты, получаемые в таких работах, широко используются в теоретической нейрофизиологии, клинической практике и профессиональном отборе. Значительное внимание обращалось на особенности поддержания вертикальной позы при различных изменениях условий ее реализации, например вариациях параметров полигона опоры нижних конечностей [13–15] и физических характеристик этой опоры [6,13], наклонах плоскости опоры [12, 16] и т. д. Однако специфика стабилотографических показателей при поддержании поз, в которых положение туловища вертикально (либо близко к таковому), а нижние конечности не находятся в полностью выпрямленном состоянии (т. е. не могут рассматриваться в биомеханическом аспекте как жесткие однозвенные стержни), если и исследовалась, то в ограниченной степени [10].

Положение неглубокого стационарного приседания (ПП), которое можно рассматривать как некую модификацию обычной вертикальной стационарной стойки, в постуральном/двигательном репертуаре человека является достаточно распространенным. Помимо того, что человек часто принимает такую позу как в обыденной жизни, так и в ходе выполнения ряда трудовых операций, она весьма обычна во многих спортивных дисциплинах (например, такая или близкие к ней позы являются исходным положением в различных видах спортивной борьбы). При этом следует учитывать, что мышечное обеспечение позиции ПП, очевидно, очень существенно отличается от такового в ОВС. В последнем случае постуральные осцилляции, связанные с отклонениями центра тяжести (ЦТ) и направленные на сохранение положения проекции этого центра в пределах опорного полигона стоп, являются в основном следствием активации мышц голени – экстензоров и флексоров голеностопных суставов, а также мышц, управляющих тазобедренными суставами (обеспечивающих сопряженные смещения положения туловища) [2, 14]. Мышцы бедер, сгибающие и разгибающие коленные суставы, в поддержании положения ОВС обычно принимают ограниченное участие; частично активны лишь передние мышцы бедра – экстензоры коленных суставов. Упомянутые суставы, находясь в максимально разогнутом состоянии, при положе-

нии ОВС в определенном смысле функционально заблокированы.

В настоящей работе мы не ставили задачу подробно изучить мышечное обеспечение позы ПП, но результаты экспресс-обследования части испытуемых с помощью пальпации различных мышц и отведения их ЭМГ-активности показали, что в положении ПП в активность, очевидно, вовлекаются почти все мышцы ног. Такая активность должна обеспечивать и поддержание устойчивости стояния (динамическую стабилизацию положения проекции ЦТ), и достаточную жесткость системы звеньев нижних конечностей, позволяющую поддерживать туловище на определенной высоте над опорой. Наличие некоторого тыльного сгибания стоп в позиции ПП обуславливает фоновое растяжение экстензоров лодыжек (*mm. gastrocnemius-soleus*) и должно приводить к соответствующей модуляции их рефлекторной активации. Стационарное поддержание согнутого состояния коленных суставов, очевидно, требует интенсивной нерцептивной коактивации флексоров и экстензоров этих суставов (задних и передних мышц бедра). Аналогичное утверждение, видимо, в значительной мере справедливо и в отношении мышц, управляющих тазобедренными суставами и определяющих положение бедер в сагиттальной плоскости. Кроме того, поддержание вертикального положения туловища (что было условием наших тестов) требует существенного вовлечения в активность продольных мышц спины. Таким образом, логично полагать, что поддержание позы ПП выдвигает гораздо более высокие требования к мышечному аппарату ног и туловища, чем сохранение ОВС.

В настоящей работе мы использовали традиционный спектральный анализ стабилотраграмм, отражающих регуляцию позы в положении ОВС и в ее модификации (ПП) [9, 11, 12], уделяя основное внимание наиболее общим различиям между соответствующими стабилотрафическими показателями. В последнее время для анализа стабилотрафических феноменов были применены ряд новых методических и методологических подходов. В частности, было предложено соответственно изменениям положения ЦДС выделять с помощью частотной фильтрации характеристики перемещения проекции общего ЦТ тела и рассчитывать разность между положениями ЦДС и ЦТ [17–20]; считается, что последняя переменная пропорциональна горизонтальным ускорениям и коррелирует с суставной жесткостью и мышечными усили-

ями, направленными на коррекцию колебаний ЦТ. Рядом авторов были использованы также различные версии декомпозиции процесса изменений положения ЦДС, основанной на разных подходах и позволяющей выделить два компонента в контроле вертикальной позы [21, 22]. Такие компоненты, видимо, находятся в той или иной мере в соответствии с низко- и высокочастотными компонентами спектра стабилотрафических осцилляций, и их выявление согласуется с общими представлениями о наличии двух составляющих в процессе регуляции позы – консервативной и оперативной [23]. Следует, однако, заметить, что постулаты, положенные в основу упомянутых подходов, и преимущества, получаемые с использованием последних, в ряде аспектов выглядят дискуссионными. Для интерпретации стабилотрафических показателей применяли также корреляционный [24] и диффузионный [25] анализы.

Экспериментальные факты, полученные в ходе наших тестов, вкратце могут быть изложены следующим образом. Переход в положение ПП из ОВС сопровождается у большинства испытуемых заметным перемещением среднего положения ЦДС вперед; это наблюдается в условиях как наличия зрительного контроля, так и его устранения. В положении ПП существенно (в несколько раз) возрастают амплитуды и, соответственно, СМ колебаний положения ЦДС и в сагиттальной, и во фронтальной плоскости, причем относительная степень изменений фронтального компонента стабилотраграмм гораздо более значительна. Данные изменения на фоне устранения зрительного контроля имеют заметно большую интенсивность, чем при его наличии. Переход в положение ПП сопровождается также умеренными изменениями спектральной композиции постуральных стабилотрафических осцилляций (некоторым увеличением вкладов относительно высокочастотных колебаний).

Рассмотрим указанные выше моменты последовательно. Сдвиг усредненного положения ЦДС вперед, наблюдаемый в позе ПП, очевидно, является компенсаторной реакцией на перераспределение весов звеньев тела, связанное с выносом коленей вперед, и соответствующее смещение общего ЦТ. Высокая индивидуальная вариабельность значений сдвига ЦДС, скорее всего, обусловлена значительной дисперсией антропометрических показателей и постурально-двигательных навыков испытуемых, вошедших в рандомизированную обследованную группу. Некоторую роль, возможно, сыграло и

то обстоятельство, что не все испытуемые в равной степени тщательно поддерживали вертикальное положение туловища в ходе тестов, а этот аспект строго не контролировался.

В стабиллографических исследованиях управление балансом тела в сагиттальной и фронтальной плоскостях обычно рассматривается отдельно. Следует подчеркнуть, что это делается не только для удобства описания. Принципы управления вертикальной стойкой в передне-заднем и поперечном направлениях, видимо, заметно различаются. В биомеханическом аспекте тело человека, находящегося в положении ОВС, в сагиттальной плоскости представляет собой разомкнутую кинематическую цепь, а во фронтальной – комбинацию разомкнутой (туловище и голова) и замкнутой (ноги – таз) цепей. Колебания тела человека в сагиттальной плоскости при обычном стоянии могут быть описаны как поведение двузвенного перевернутого маятника, тогда как колебания во фронтальной плоскости более соответствуют таковым однозвенного перевернутого маятника [14]. Считается, что основную роль в поддержании вертикальной стойки играет сохранение баланса в передне-заднем направлении (сагиттальной плоскости). Стратегии поддержания равновесия в этой плоскости интерпретированы относительно подробно, а во фронтальной – в значительно меньшей степени [2, 3, 9, 14, 15, 18, 23, 24].

Причина существенного увеличения мощности сагиттальных постуральных осцилляций положения ЦДС при переходе в позу ПП легко объяснима. В данной позе звенья нижних конечностей имеют в сагиттальной проекции конфигурацию, близкую к Z-образной. Естественно, что в таком случае интегральная жесткость системы этих звеньев существенно ниже, чем в условиях ОВС (когда нижние конечности можно в первом приближении рассматривать как жесткие стержни). Вариабельность же усилий, которые развиваются многочисленными мышцами ног (причем многими из них – в условиях коактивации), в положении ПП неизбежно будет достаточно высокой. А это будет приводить к резкому увеличению размаха колебаний положения ЦТ в передне-заднем направлении. Данное увеличение и необходимость компенсации таких осцилляций и обуславливают возрастание мощности сагиттальных колебаний положения ЦДС в позе ПП.

В отличие от этого, причина еще более существенного усиления колебаний тела во фронтальной плоскости, наблюдаемого в положении ПП, выглядит далеко не столь очевидной. Возможное

объяснение заключается в следующем. Когда субъект находится в ОВС на горизонтальной опорной поверхности, стабильное (хотя и с незначительными флуктуациями) горизонтальное положение оси, соединяющей во фронтальной плоскости тазобедренные суставы, обеспечивается в значительной степени автоматически, благодаря уже упомянутому выше обстоятельству – тому, что выпрямленные ноги фактически представляют собой жесткие стержни. В позиции же ПП горизонтальность упомянутой оси должна постоянно поддерживаться динамически, за счет координированной активности мышечных групп практически всех звеньев обеих нижних конечностей. Понятно, что углы в суставах левой и правой ног в данном случае будут с большой вероятностью заметно флуктуировать. Это неизбежно должно приводить к некоторым несинхронным колебаниям высот положения головок бедренных костей над опорой, что обуславливает нарушения горизонтальности «тазовой» межсуставной оси и существенное усиление поперечных колебаний продольной оси туловища. Такие колебания необходимо компенсировать усилиями многочисленных мышечных групп (как ног, так и самого туловища).

Наличие относительно небольших, но заметных высокочастотных компонентов (до 6 Гц и даже несколько более) в составе как сагиттальной, так и фронтальной стабиллограммы при поддержании тела человека в вертикальном и близких к нему положениях, очевидно, является достаточно общей закономерностью. При этом какая-либо естественная граница между низко- и высокочастотными стабиллографическими осцилляциями не выражена [12]. Относительно высокочастотные колебания положения ЦДС скорее всего являются отражением «быстрой» активности мышц, которую можно в значительной степени соотносить с оперативной составляющей в процессе регуляции позы [21–24]. Видимо, вклад высокочастотных компонентов стабиллограмм в той или иной мере возрастает в большинстве случаев, когда условия поддержания ОВС отклоняются от «нормы» (стояния на горизонтальной твердой поверхности). В частности, это происходит при стоянии на наклонных поверхностях [12, 16] и в случаях некоторых неврологических расстройств [26]. Как уже упоминалось, поддержание позы ПП (что также можно трактовать как «отклонение от нормы») было связано в условиях наших тестов с двух-трехкратным увеличением суммарной мощности постуральных осцилляций, имею-

щих частоту 1–6 Гц, по сравнению с соответствующими значениями в условиях ОВС/ОГ.

Данные, полученные в настоящей работе, полностью согласуются с представлениями о большом значении визуальной обратной связи для адекватного поддержания вертикальной и близких к ней поз и о существенном взаимодействии зрительной и других (соматосенсорной и вестибулярной) сенсорных систем в процессах постральной регуляции [2, 9, 12, 14, 19, 20]. Смещения изображения на сетчатке в ходе постральных осцилляций обеспечивают формирование сигналов зрительной обратной связи, используемых при реализации компенсационных реакций и существенно повышающих их эффективность. При этом в качестве референса в данном случае могут, видимо, использоваться почти любые объекты визуально воспринимаемого окружения [20]. Какие-либо отклонения от «нормальных» условий поддержания вертикальной позы, связанные с действием внешних (условия реализации) и внутренних (ряд неврологических заболеваний) факторов, обычно приводят к повышению вклада зрения в постральный контроль. В условиях наших тестов особенно значительной оказалась роль зрения в ограничении интенсивности фронтальных осцилляций в положении ПП; в отсутствие зрительной обратной связи переход в эту позу из ОВС приводил к возрастанию мощности поперечных постральных колебаний в среднем в 5.5 раза. Если же такой переход осуществлялся при наличии зрительного контроля, соответствующее увеличение было лишь трехкратным.

Очевидно, что поза ПП (которую, как упоминалось выше, можно рассматривать как некоторую модификацию обычной вертикальной стойки) существенно отличается от последней как в биомеханическом аспекте, так и по паттерну пострального контроля. Она является в целом гораздо менее стабильной, чем ОВС. Положение ПП требует для своего поддержания значительно больших и сложнее организованных мышечных усилий, развиваемых разнообразными группами мышц. Вместе с тем, данная поза, видимо, позволяет субъекту гораздо легче и с меньшими задержками начинать перемещение тела из стационарного положения стоя в любых направлениях. Суставы между всеми звеньями ног в положении ПП находятся в состояниях частичного сгибания, и поэтому ноги могут за счет активации экстензоров *сразу же* развить значительные толчковые моменты, необходимые для инициации упомянутых перемещений. В случае же ОВС нача-

ло подобных движений требует обязательного *предварительного* сгибания коленных и тазобедренных суставов. Все это делает вполне объяснимым широкое использование позы ПП во многих спортивных дисциплинах и ряде трудовых операций.

Авторы выражают глубокую благодарность А. В. Горковенко за ценную помощь в количественной обработке и анализе данных, полученных в настоящей работе.

В. В. Гаркавенко¹, О. В. Колосова¹, О. П. Мельничук¹,
Д. А. Василенко¹

СТАБИЛОГРАФІЧНІ ПОКАЗНИКИ У ЛЮДИНИ В ПОЗИ СТАЦІОНАРНОГО НАПІВПРИСІДАННЯ

¹ Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України,
Київ (Україна).

Резюме

З використанням стабілографічної методики у 15 добровольців досліджували зміни положення центра тиснення стоп (ЦТС) на горизонтальній площині опори та спектральні характеристики постральних коливань у сагітальній і фронтальній площинах (Y- та X-коливань відповідно) в основній вертикальній стійці (ОВС) і в позі стаціонарного напівприсідання (НП) із збереженням вертикального положення тулуба (кут у колінних суглобах у різних випробуваних складав від 125 до 140 град). Як при розплющених, так і при заплющених очах (РО та ЗО відповідно) усереднене положення ЦДС у позиції НП у більшості випробуваних зміщувалося вперед (при значній варіабельності індивідуальних значень). У позиції НП амплітуди і, відповідно, спектральні потужності коливань положення ЦДС і в сагітальній, і у фронтальній площині були істотно (у декілька разів) більшими, ніж в ОВС, причому відносний ступінь змін фронтального (X-) компонента був **набагато значнішим**. Вказані зміни в умовах усунування зорового контролю (ЗО) мали значно більшу інтенсивність, ніж при його наявності. Перехід положення НП супроводжувався також помірними змінами спектральної композиції постральних стабілографічних осциляцій (деякими зміщеннями останніх у бік більш високих частот).

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. K. C. Hayes, "Biomechanics of postural control," *Exers. Sport. Sci. Rev.*, **10**, 363-391 (1982).
2. D. A. Winter, A. B. C. (*Anatomy, Biomechanics and Control During Standing and Walking*), Waterloo Biomechanics, Waterloo (1990).
3. A. Horsmann and V. Dietz, "A basic posture control mechanism, the stabilization of the center of gravity," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, **76**, No. 2, 165-176 (1990).

4. V. F. Gurfinkel, Yu. P. Ivanenko, Yu. S. Levik, and I. A. Babakova, "Kinesthetic reference for human orthograde posture," *Neuroscience*, **68**, 229-243 (1995).
5. F. B. Horak, "Clinical assessment of balance disorders," *Gait Posture*, **6**, No. 1, 76-84 (1997).
6. M. Duarte, W. Harvei, and V. M. Zatsiorsky, "Stabilographic analysis of unconstrained standing," *Ergonomics*, **43**, No. 11, 1824-1839 (2000).
7. C. Maurer and R. J. Peterka, "A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control," *J. Neurophysiol.*, **64**, 661-670 (2005).
8. J. Parsons, "Tensegrity – unifying concept", в кн.: *Материалы Международного симпозиума «Функциональные нарушения тканей тела человека и восстановление функций организма»*, СПб. (2005), с. 124-139.
9. П.-М. Гаже, Б. Вебер, *Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека*, под ред. В. И. Усачова, СПб. МАПО, СПб. (2008).
10. А. А. Савин, "Взаимосвязь стабильности позы в основной стойке и в полуприседе с физической работоспособностью у борцов", *Вестн. Том. гос. пед. ун-та*, Вып. 5 (107), 62-65 (2011).
11. S. Demura and T. Kitabayashi, "Comparison of power spectrum characteristics of body sway during a static upright standing posture in healthy elderly people and young adults," *Percept. Mot. Skills*, **102**, No. 2, 467-476 (2006).
12. R. A. Mezzarane and A. F. Kohn, "Control of upright stance over inclined surfaces," *Exp. Brain Res.*, **180**, No. 2, 377-388 (2007).
13. B. L. Day, M. J. Stager, P. D. Thomson, and C. D. Marsden, "Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway," *J. Physiol.*, **469**, Sept., 479-491 (1993).
14. Н. В. Денискина, *Фронтальная устойчивость вертикальной позы человека*, Автореф. дис. ... канд. биол. наук, Москва (2009).
15. A. D. Goodworth and R. J. Peterka, "Influence of stance width on frontal plane postural dynamics and coordination in human balance control," *J. Neurophysiol.*, **104**, No. 2, 1103-1118 (2010).
16. В. В. Гаркавенко, А. В. Горковенко, Е. В. Колосова и др., "Модификации стабилограммы при поддержании вертикальной позы человека в условиях наклонов плоскости опоры", *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **44**, № 2, 154-161 (2012).
17. O. Karon, V. Faure, and Y. Breniere, "Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture," *J. Biomech.*, **30**, Nos. 11/12, 1169-1171 (1997).
18. D. A. Winter, A. E. Patla, F. Prince, et al., "Stiffness control of balance in quiet standing," *J. Neurophysiol.*, **80**, No. 3, 1211-1221 (1998).
19. Б. Н. Сметанин, Г. В. Кожина, "Зависимость постральных реакций при стоянии человека в различных зрительных условиях от уровня жесткости в голеностопных суставах", *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **39**, № 2 146-153 (2007).
20. Б. Н. Сметанин, Г. В. Кожина, К. Е. Попов, "Поддержание вертикальной позы человеком при манипулировании направлением и задержкой зрительной обратной связи", *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **44**, № 5, 454-462 (2012).
21. V. M. Zatsiorsky and M. Duarte, "Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: Rambling and trembling components of the stabilogram," *Motor Control*, **3**, No. 1, 28-38 (1999).
22. V. M. Zatsiorsky and M. Duarte, "Rambling and trembling in quite standing," *Motor Control*, **4**, 185-200 (2004).
23. F. G. Lestienne and V. F. Gurfinkel, "Posture as an organization structure based on a dual process: A formal basis interpret changes in posture in weightlessness," in: *Progress in Brain Research*, Vol. 76, O. Pompeiano and J. H. J. Allum (eds.), Elsevier Sci., Amsterdam (1988), pp. 307-313.
24. B. Amblard, C. Assaiante, H. Lekhel, and A. R. Marchand, "A statistical approach of sensorymotor strategies: conjugate cross-correlations," *J. Motor Behav.*, **26**, No. 2, 103-112 (1994).
25. R. I. Peterka, "Postural control model interpretation of staboilogram diffusion analysis," *J. Biol. Cybern.*, **82**, 335-343 (2000).
26. S. Krafczyk, V. Schlamp, M. Dietrich, et al., "Increased body sway at 3.5-8 Hz in patients with phobic postural vertigo," *Neurosci. Lett.*, **259**, No. 3, 149-152 (1999).