

УДК 612.833

ВЛИЯНИЕ ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ НА ВИБРАЦИОННЫЕ РЕАКЦИИ У ЧЕЛОВЕКА В ПОЛОЖЕНИИ СТОЯ

© 1999 г. В. Л. Талис, И. А. Солопова

Институт проблем передачи информации РАН, Москва

Поступила в редакцию 14.09.98 г.

Позные вибрационные реакции человека определяются текущими условиями поддержания равновесия. Мы исследовали влияние дополнительной опоры (для спины) на позные реакции, вызванные вибрацией ахилловых сухожилий у человека в положении стоя. Обнаружено, что в конце 20-секундной вибрации положение испытуемых, стоявших без опоры, характеризовалось разгибанием в области тазобедренного сустава. Разница углового положения груди и голени составляла в среднем -4.9 ± 4.2 град, а груди и таза -1.4 ± 1.1 град. Если дополнительная опора была вблизи корпуса на уровне крестца, то разгибательная реакция на вибрацию ахилловых сухожилий сохранялась, но объем движения верхней части корпуса был меньше, чем при вибрационной реакции в обычной стойке. Сделан вывод о том, что афферентная информация от рецептивных зон спины может участвовать в формировании внутренней системы отчета, относительно которой осуществляется регуляция вертикальной стойки человека.

При исследовании вертикальной позы человека как правило рассматривается симметричная стойка. Однако в условиях повседневной активности такая поза встречается не так часто, как асимметричная поза или поза с дополнительной опорой. Экспериментальные данные о регуляции позы при наличии дополнительной опоры крайне немногочисленны. В последние годы наиболее широко рассматривался вопрос о колебаниях корпуса при дополнительном контакте рукой [1, 2]. Рассматривая руку в качестве информационного ориентира (по аналогии со зрением), авторы провели систематическое исследование временных параметров взаимосвязи центра давления стоп и движения опоры для руки при разной силе контакта с дополнительной опорой. В частности, было показано, что контакт руки малой силы с колеблющейся во фронтальном направлении опорой приводит к совпадению частоты колебания корпуса и частоты колебаний дополнительной опоры.

Задавшись целью исследования роли проприоцепции от спины в процессе поддержания вертикальной позы, мы не могли (по аналогии с рукой) рассматривать исключительно сенсорную связь с дополнительной опорой. В случае контакта спины с дополнительной опорой отсутствует возможность для манипулирования, кроме того, сенсорные поля поверхности спины в 100 раз больше, чем сенсорные зоны пальцев [3].

Однако свидетельства участия афферентных источников спины в процессе пространственной ориентации есть. Так, было показано, что центр иллюзорного вращения корпуса при вибрации ахилловых сухожилий смещался в зависимости от

места и способа фиксации корпуса – иллюзия наклона вперед вокруг оси голеностопного сустава при фиксации ремнем на груди, сменялась иллюзией поворота туловища вокруг головы (ногами вверх) в случае дополнительной фиксации головы с помощью закусывания загубника [4, 5].

Для изучения роли проприоцептивного сигнала от спины мы также использовали метод вибрационной стимуляции мышц голени. Было показано ранее, что позный эффект вибрационного воздействия “контекстно обусловлен” [6], т.е. зависит от ряда факторов – контакта стоп с опорой [7], устойчивости опоры под ногами [8 и др.]. Еще сильнее зависели от “контекста” вибрационные иллюзии [9–11]. Такое “неспецифическое” влияние вибрации, позволяющее рассматривать ее в качестве средства включения различных позных синергий в зависимости от условий поддержания равновесия, было продемонстрировано в работе [6], где было зарегистрировано отклонение корпуса назад под действием вибрации мышц ног при неустойчивом сидении. Эта реакция вызывалась не только вибрацией ахилловых сухожилий, но и сухожилий передних большеберцовых мышц и двуглавых мышц бедра. Почему вибрация той или иной мышцы включает определенную позную синергию – остается неясным. Не исключено, что активация новой синергии обусловлена изменением используемой ЦНС референтной вертикали под влиянием измененного проприоцептивного притока. С этой точки зрения изменение представления о референтной вертикали в присутствии дополнительной опоры должно выразиться в изменении вибрационных реакций. Мы полагаем, что используемый подход прояснит механизмы взаимодействия

корпуса с дополнительной опорой при спокойном стоянии и при возмущении позы.

В предлагаемой работе мы хотели понять, что является наиболее характерным проявлением позы реакции на длительную, низкоинтенсивную вибрацию ахилловых сухожилий. Дело в том, что со времени Эклунда [12], первым обнаружившего поздние вибрационные реакции при использовании короткого (1–2 с) высокоинтенсивного стимула (120 Гц), этот вопрос не подлежал систематическому исследованию. Исследователи использовали короткие интервалы вибрационного воздействия и анализировали, в основном, пост-вибрационные эффекты и сенсорные иллюзии, как более воспроизводимые феномены [13, 14]. Между тем, длительные вибрационные воздействия могут представлять значительный интерес с точки зрения клиники [15]. Известно, кроме того, что вибрационные реакции весьма инерционны и имеют большую латентность.

Второй вопрос наших исследований вытекал из первого – если реакция при длительном низкоинтенсивном воздействии воспроизводима, т.е. имеет характерные черты независимо от испытуемого, то может ли соматосенсорное влияние от различных участков спины повлиять на нее в ходе развития, или же однажды запущенный механизм не поддастся внешним коррекциям. Нам известна одна работа, в которой была сделана попытка систематического подхода к этой проблеме [16]. В ней было показано, что если во время вызванного вибрацией шеи наклона всего тела вперед испытуемый наткнулся грудью на руку экспериментатора, препятствовавшую этому движению, то через 1–1.5 с начинал развиваться наклон головы назад. Когда корпус был фиксирован заранее посредством упора в грудь, вибрация шеи сразу вызывала наклон головы назад.

Мы сравнивали реакции на вибрацию мышц голени в нормальной стойке (в условиях естественного представления о проприоцептивной вертикали) и в положении стоя с дополнительной опорой (в условиях доступности дополнительных источников информации о вертикали). В ранее проведенных исследованиях контакт с упором, ограничивающим подвижность, существовал с самого начала, что меняло условия поддержания равновесия [13]. В нашем эксперименте дополнительную опору устанавливали в непосредственной близости к корпусом в области крестца, не изменяя исходного положения испытуемого. Мы полагали, что твердая опора есть средство разгрузки ног и, следовательно, взаимодействие с ней будет зависеть от исходного положения корпуса относительно опоры.

МЕТОДИКА

Схема экспериментальной установки представлена на рис. 1, А. В ходе эксперимента испы-

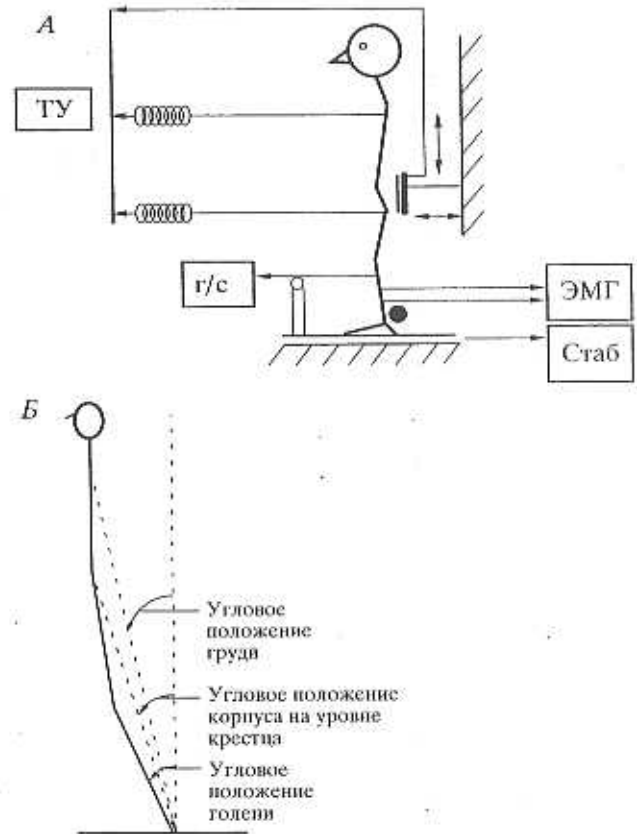


Рис. 1. А. Схема экспериментальной установки. ТУ – тензоусилитель, г/с – потенциометрический датчик, регистрирующий движение в голеностопном суставе, Стаб – стабилограф.

Стрелками показана возможность смещения упора (вверх–вниз и вперед–назад).

Б. Схематическое представление угловых перемещений звеньев тела.

туемый стоял на стабилографической платформе у стены. Дополнительной опорой служил упор (с площадкой размером 20 × 4 см для контакта со спиной испытуемого). Упор выступал из стены на 21 см, с помощью регулировочных винтов его можно было выдвинуть вперед на расстояние до 29 см. Конструкция упора включала в себя стальное кольцо с тензометрическими датчиками, регистрирующими давление на упор.

Перед началом эксперимента испытуемого просили встать в удобной для него позе на стабилографическую платформу. Затем упор подносили в непосредственную близость к спине испытуемого на уровне крестца с помощью винта с малым шагом. Средний уровень стабилограммы и положение стоп на стабилографе использовали в дальнейшем для контроля неизменности начального положения перед очередной пробой. Установленный таким образом упор ограничивал перемещение корпуса назад.

Таблица 1. Изменение активности *m. soleus* (Δsol), сагиттальной стабиллограммы ($\Delta стаб$), угла в голеностопном суставе ($\Delta г/с$), горизонтального положения корпуса на уровне крестца ($\Delta кр$) и верхней части корпуса ($\Delta гр$), а также разницы углового положения верхней части корпуса и голени ($\Delta гр-г/с$), верхней части корпуса и крестца ($\Delta гр-кр$) в результате вибрации ахилловых сухожилий. Изменение сагиттальной стабиллограммы после выключения вибрации ($\Delta стаб, к$)

Испытуемые	Δsol , %	$\Delta стаб$, Нм	$\Delta г/с$, град	$\Delta кр$, см	$\Delta гр$, см	$\Delta гр-г/с$, град	$\Delta гр-кр$, град	$\Delta стаб, к$, Нм
А. К.	-13	-35.2	-1.9	-6.5	-11.7	-6.9	-2.3	3.3
Г. С.	-4	-16.3	-0.1	-1.6	-1.7	-3.7	-0.7	5.4
О. К.	-66	-55.6	-3.4	-4.2	-5.2	-1.8	-0.6	8.37
С. Г.	-26	-29.3	-2.2	-2.3	-2.5	-1.8	-0.5	0.79
Ю. И.	-6	-48.6	-4.3	-3.2	-3.7	-0.4	-0.4	4.7
В. С.	-61	-51.0	-1.2	-5.7	-9.2	-6.1	-1.8	0
Л. Л.	-76	-24.9	-1.2	-3.0	-4.7	-3.9	-1.3	3.8
И. С.	1	-10.2	8.2	0.0	-4.9	-13.6	-3.4	10.5
Среднее	-31	-33.9	-	-3.3	-5.4	-4.8	-1.4	4.6
SD	31	16.7	-	2.1	3.4	4.2	1.1	3.5

Перед началом записи испытуемого просили выровнять голову, фиксируя взгляд на установленной перед ним зрительной мишени. Во время экспериментов испытуемые стояли с закрытыми глазами.

Для вызова поструральных реакций в эксперименте использовали вибрацию частотой 60 Гц, амплитудой около 1 мм, приложенную билатерально к сухожилию *m. soleus*, как эффективное средство возбуждения проприоцепторов [9].

После окончания каждой пробы записывали словесный отчет испытуемого об ощущениях во время и после окончания вибрационного воздействия.

Кинематику перемещения звеньев тела регистрировали с помощью тензометрических датчиков и потенциометрического датчика. Тензометрические датчики соединяли резиновыми растяжками с корпусом испытуемого на уровне груди и крестца. Положение верхней трети голени регистрировали потенциометрическим датчиком. Натяжение и жесткость упругой растяжки были малы (0.75 Н и 7.5 Н/м) и не влияли на позу человека. Предел чувствительности датчиков составлял 0.2 мм. Датчики сохраняли линейность в диапазоне ± 10 см. Электромиографическую (ЭМГ) активность мышц *m. soleus* (*sol*) и *m. tibialis anterior* (*TA*) регистрировали с помощью поверхностных электродов (с межэлектродным расстоянием 2 см) на левой ноге испытуемого.

Перед началом экспериментов проверяли наличие у испытуемых вибрационных реакций в положении стоя (*VIF*) [5]. Длительность каждой пробы составляла 40 с, вибрация включалась через 10 с от начала записи и длилась 20 с. После

каждой третьей пробы испытуемый отдыхал, сидя на стуле.

Для анализа использовали: средний уровень сагиттальной стабиллограммы, перемещение корпуса на уровнях крестца и груди в передне-заднем направлении, поворот голени вокруг оси голеностопного сустава, а также давление на упор.

О реакции на вибростимуляцию судили по изменению среднего уровня механограмм, сагиттальной стабиллограммы и ЭМГ-активности в последние 5 с периода вибрации по сравнению с первыми 10 с пробы. Для стабиллограммы, кроме этого, с периодом до вибрации сравнивали также последние 5 с периода после вибрации ($\Delta стаб, к$). На основании зарегистрированных величин перемещения груди, крестца и поворота голени и с учетом антропометрических данных было рассчитано угловое положение корпуса на уровне крестца и груди (рис. 1, Б). Начальное положение принималось одинаковым для всех испытуемых: наклон голени вперед от вертикали – 6 град, угол в коленном суставе – 176 град, положение верхней части корпуса – вертикальное. В табл. 1 параметры $\Delta(гр-г/с)$ и $\Delta(гр-бед)$ отражают разницу угловых положений груди, бедра и голени за последние 5 с вибрации. Средний уровень ЭМГ-активности определяли после ее фильтрации и интегрирования. Числовые данные в работе приводятся в виде среднего \pm среднеквадратичное отклонение.

Регистрируемые сигналы через АЦП вводились в IBM PC AT компьютер для последующей обработки. Частота оцифровывания электромиограмм и механограмм составляла 500 и 20 Гц соответственно.

В экспериментах приняли участие 8 испытуемых в возрасте от 24 до 50 лет, не имевших в анамнезе неврологических заболеваний и чувствительных к вибрационному воздействию в положении стоя. У всех испытуемых было зарегистрировано по 3 пробы в каждом из условий эксперимента.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Позные вибрационные реакции в свободной стойке. Билатеральная вибрация ахилловых сухожилий стоящего человека вызывала отклонение его тела назад (рис. 2). Движение назад всех сегментов тела продолжалось до определенного момента, зависевшего от индивидуальных особенностей испытуемого (рис. 2, А, Б, В). В дальнейшем движение верхней части корпуса останавливалось и положение ее не изменялось до конца воздействия. На этом фоне можно было наблюдать активацию мышцы ТА.

На рис. 2 показано три типа позных вибрационных реакций. Реакцию, показанную сверху на рис. 2 – испытуемый А (в таблицах – Л.Л.), можно отнести к наиболее типичной в том смысле, что движение всех звеньев тела назад произошло одновременно (частота встречаемости этого типа реакции по всем пробам составляла 60%). Видно, что фаза плато механограмм для этого типа реакции непродолжительна, а на фоне снижения активности *sol* ближе к концу воздействия наблюдается всплывающая активность ТА. После окончания вибрации имело место быстрое движение тела вперед с превышением исходного уровня до вибрации – овершутом и последующим выходом всех механограмм на новый стационарный уровень, как правило, превышающий исходный (см. табл. 1). Другой тип реакции показан на рис. 2 вторым – испытуемый Б (в таблицах – А.К.): стимуляция вызывала сначала одновременное движение всех сегментов тела назад, а затем – изменение направления движения в голеностопном суставе на противоположное. В течение воздействия движение верхней части корпуса назад продолжалось до выхода на плато. В этом случае снижение активности *sol* начиналось раньше, чем у испытуемого А и активация ТА развилась до большей величины. Реакция на выключение в этом случае была аналогична описанной выше. В третьем типе реакции, показанном на рис. 2 – испытуемый В (в таблицах – Т.С.), положение голеностопного сустава мало изменялось в течение всего периода воздействия, а верхняя часть корпуса начинала движение назад сразу после включения вибрации, быстро достигая плато. В этом случае миографическая активность *sol* незначительно снижалась, ТА активизировался вскоре после включения вибрации (и даже до начала движения сегментов тела). Реакция на выключение вибрации характери-

зовалась несколько большим овершутом, чем в предыдущих случаях.

Нужно заметить, что второй и третий тип реакции были характерны для первых проб у испытуемых, впервые принимавших участие в экспериментах с вибрацией. С увеличением числа проб вид позной реакции у этих испытуемых все больше походил на реакцию, показанную для испытуемого А на рис. 2.

Проведенный расчет угловых положений голени, крестца и груди (рис. 1, Б) обнаружил, что в последние 5 с вибрации угловое положение груди было меньше углового положения голени у всех испытуемых. Также угловое положение груди было меньше углового положения тела на уровне крестца. В среднем по всем испытуемым разница углового положения груди и голени, груди и крестца составляла соответственно -4.9 ± 4.2 град и -1.4 ± 1.1 град.

Таким образом, расчет показал, что для испытуемых реакция на вибрацию ахилловых сухожилий на твердом полу характеризовалась прогрессирующим (по сравнению с нижними сегментами тела) отклонением назад верхней части корпуса (табл. 1). Это отклонение сопровождалось уменьшением активности *sol*, активацией ТА, уменьшением момента в голеностопном суставе и подошвенным сгибанием в голеностопном суставе для 7 из 8 испытуемых (-2.0 ± 1.4 град) (среднее $\pm S.D.$, $n = 7$) (исключение составляла испытуемая И.С., у которой после небольшого кратковременного уменьшения угла в голеностопном суставе наблюдалось быстрое его увеличение, так что к концу вибрации угол наклона голени к вертикали стал больше начального). Заметим, что все испытуемые в первые 1–2 с вибрации начинали свое движение как единое целое (т.е. без изменения межзвездных углов).

После выключения вибрации величина невозвращения к исходному уровню составляла на уровне груди в среднем $+0.6 \pm 0.7$ см (по параметру стабิโลграммы $+4.6 \pm 3.5$ Нм).

Вибрационные реакции при дополнительной опоре на уровне крестца. Поскольку дополнительная опора располагалась вблизи, но не касалась корпуса, то все испытуемые после включения вибрации начинали свободно отклоняться назад (рис. 3). Время контакта с упором (t_0) и амплитуда отклонения до этого момента на уровне крестца и груди до встречи с упором ($\Delta \text{кр}_1$ и $\Delta \text{гр}_1$ соответственно) и после встречи с упором ($\Delta \text{кр}_2$ и $\Delta \text{гр}_2$) представлены в табл. 2.

Наличие дополнительной опоры на уровне крестца существенно повлияло на развитие вибрационной реакции и реакцию на выключение вибрации. Типичный вид реакции представлен на рис. 3 внизу – испытуемый В (в таблицах – И.С.). Видно, что наиболее характерной точкой при

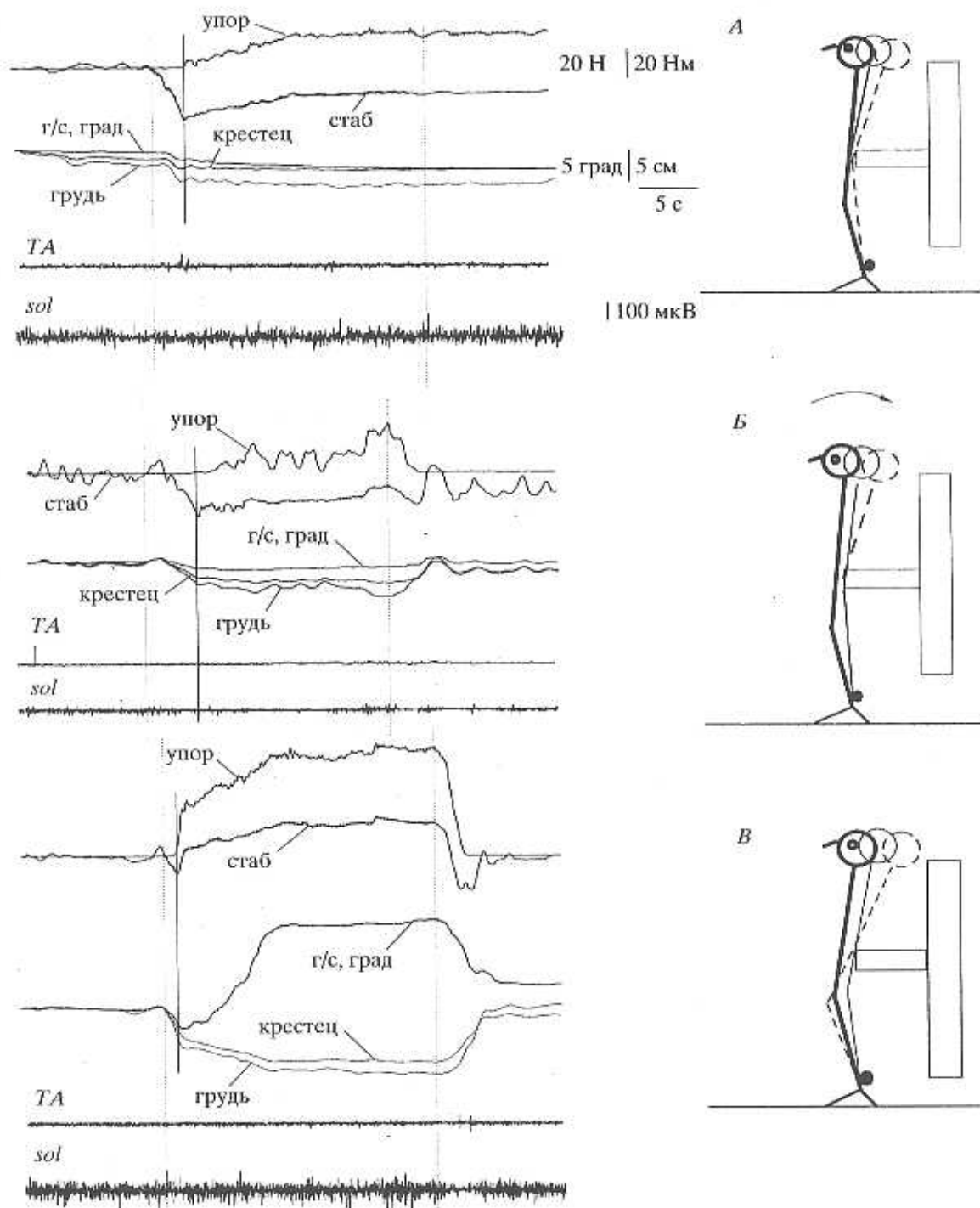


Рис. 3. Поздние реакции на вибрацию ахилловых сухожилий при наличии дополнительной опоры сзади в области крестца. А, Б, В – различные типы реакции.

Направление кривых вниз соответствует отклонению корпуса назад, подошвенному сгибанию и смещению давления по стопе назад. Увеличение давления на упор соответствует направлению вверх на кривой механограммы.

развитии вибрационной реакции с дополнительной опорой являлась точка резкого изменения направления на кривой стабิโลграммы (сплошная вертикальная линия на рис. 3). Ее мы обозначили за t_0 и взяли за начало отсчета при определении

того, изменится ли положение корпуса при вибрации в присутствии жесткой опоры на уровне крестца. Оказалось, что после контакта с упором грудь еще некоторое время продолжает двигаться назад (у 6 из 8 испытуемых), после чего выхо-

Таблица 2. Изменение активности *m. soleus* (Δsol), сагиттальной стабиллограммы ($\Delta стаб$), угла в голеностопном суставе ($\Delta \gamma/c$), горизонтального положения корпуса на уровне крестца ($\Delta кр$) и верхней части корпуса ($\Delta \gamma p$) в результате вибрации ахилловых сухожилий до и после контакта с дополнительной опорой в момент t_0 (см. текст) и изменения сагиттальной стабиллограммы после выключения вибрации ($\Delta стаб, к$)

Испытуемые	Δsol , %	$\Delta стаб_1$, Нм	$\Delta кр_1$, см	$\Delta \gamma/c_1$, град	$\Delta \gamma p_1$, см	t_0 , с	$\Delta стаб$, Нм	$\Delta \gamma/c_2$, град	$\Delta \gamma p_2$, см	$\Delta стаб, к$, Нм
А.К.	32.0	-11.1	-1.7	-1.1	-2.8	2.5	7.3	-0.4	-0.8	-3.9
Т.С.	1.3	-8.5	-0.7	-0.2	-0.5	3.4	4.7	-0.4	-0.5	-0.3
О.К.	34.2	-12.6	-1.6	-2.0	-1.6	2.6	21.0	-2.2	0.0	4.2
С.Г.	3.2	-13.9	-1.2	-1.8	-1.0	9.3	3.2	0.0	0.0	0.9
Ю.И.	10.6	-3.2	-1.5	-0.4	-0.6	1.7	22.5	1.4	-2.4	23.7
В.С.	-26.0	-24.3	-2.8	-1.1	-4.1	4.4	12.5	-0.2	-1.3	-5.8
Л.Л.	-9.6	-18.0	-2.8	-1.1	-4.4	3.1	10.8	0.4	-0.7	-7.0
И.С.	24.6	-2.5	-1.1	0.2	-4.2	0.7	22.4	2.0	-2.9	1.5
Среднее	-	-11.7	-1.7	-	-2.5	3.5	13.1	-	-1.1	-0.4
SD	-	7.3	0.8	-	2.7	2.6	8.0	-	1.1	11.5

дит на уровень плато. В среднем амплитуда отклонения верхней части корпуса под действием вибрации была несколько меньше, чем при свободном развитии вибрационной реакции (-3.5 ± 2.0 против -5.4 ± 3.4 см). Заметим, что при наличии дополнительной опоры в ответ на вибрацию момент в голеностопном суставе возрастал, в то время как в ходе реакции на вибрацию в свободной стойке — уменьшался. Видно, что активность *TA*, характерная для свободного развития реакции, не появляется в случае контакта корпуса с дополнительной опорой (рис. 3, *B*). Активность *sol* увеличивалась у 6 из 8 испытуемых ($+17.7 \pm 14.5\%$) (среднее $\pm SD$, $n = 6$) (табл. 2). После окончания вибрации существенного броска вперед корпуса не наблюдалось, имело место неполное возвращение грудной точки к исходному уровню.

Отметим некоторые особенности вибрационной реакции с дополнительной опорой. Для испытуемого *A* (в таблицах — А.К.) на рис. 3 реакция на вибрационную стимуляцию развивалась с той особенностью, что активность *TA*, появившаяся до контакта с упором, исчезала после контакта с ним. Кроме того, у этого испытуемого реакции на выключение, как правило, вообще не было. Особенность же реакции, представленной для испытуемого *B* (в таблицах — Л.Л.) на рис. 3, заключается в том, что в ходе отклонения назад под действием вибрации активность *sol* уменьшилась и оставалась такой некоторое время в ходе контакта корпуса с упором, а незадолго до конца вибрации активность *sol* начала возрастать.

Заметим, что движение верхней части корпуса назад и увеличение момента в голеностопном суставе коррелировали между собой ($r = 0.6$). Это указывает на то, что отклонение корпуса шло, как правило, параллельно со смещением давле-

ния по стопе вперед. Интересно, что имела место корреляция абсолютного смещения голени с изменением стабиллограммы ($r = 0.6$). Это указывает на то, что перемещение давления по стопе вперед в присутствии дополнительной опоры на уровне крестца было возможно, как при тильном, так и при подошвенном сгибании в голеностопном суставе.

Величина невозвращения к исходному уровню, рассчитанная по положению груди, составляла в среднем -1.7 ± 1.9 см (по параметру стабиллограммы составляла -0.4 ± 11.5 Нм).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Развитие позной реакции на вибрацию ахилловых сухожилий в присутствии дополнительной опоры на уровне крестца показало, что разгибательная синергия, характерная для позной вибрационной реакции в свободной стойке, сохранялась (рис. 2, 3). Однако объем движения верхней части корпуса под действием вибрации в присутствии дополнительной опоры был меньше, чем при вибрационной реакции в обычной стойке (табл. 1, 2). Такое уменьшение силы реакции, возможно, было следствием снижения веса проприоцептивного сигнала ног при разгрузке нижних конечностей, подобно угасанию *VIF*-реакции в невесомости [13]. Отсутствие реакции на выключение вибрации у некоторых испытуемых (как, например, у испытуемого *A* на рис. 3) является еще одним фактом в пользу этого предположения. С другой стороны, бросок вперед в ответ на выключение вибрации при *VIF* (при произвольном отклонении назад, по данным [17], такого броска обычно не наблюдается) можно считать ошибкой, закрывшейся во внутреннюю систему отсче-

та, когда вибрация была включена. Подставка дополнительной опоры сзади устраняет угрозу падения, соответственно уменьшается или вообще исчезает реакция на выключение вибрации при опоре на уровне крестца (табл. 2, рис. 3).

Исследования участия различных источников сенсорной информации в процессе поддержания вертикальной позы человека являются основой для понимания того, как формируется внутренняя система отсчета для регуляции вертикальной стойки. В то время как исследованию вестибулярного аппарата и зрения посвящено много работ, данных об участии кожных и мышечных афферентов корпуса значительно меньше [18]. Между тем, еще в 1981 г. [19] было сделано предположение о том, что именно корпус является основным объектом регулирования при поддержании вертикальной позы, причем информация о положении корпуса обеспечивается проприоцептивным аппаратом поясничного отдела позвоночника и стоп ног. Интересно, что еще в 1947 г. Н.А. Бернштейн приводил в качестве примера значимости проприоцептивной информации относительно прочих источников восстановления в той или иной мере походки у табетиков (табетическая атаксия возникает при поражении задних столбов спинного мозга, проводящих проприоцептивную и тактильную импульсацию) при помощи бандажей, производящих переменное давление на кожу живота при движении бедер, вызывая этим компенсационные осязательные ощущения [20].

В заключение заметим, что контакт с дополнительной опорой руки и спины различен в первую очередь по степени значимости обратной связи: высокая – в первом случае и меньшая – во втором. Однако общим и принципиальным в обоих случаях остается одно – повышение устойчивости позы вследствие поступления ориентационной информации от сенсорных источников в месте контакта в процессе поддержания вертикальной стойки. Синтез и приоритетность использования ЦНС этой информации остается на сегодня важным вопросом исследований позного регулирования.

ВЫВОДЫ

1. Вибрация вызывала у испытуемых, стоявших на твердом полу без дополнительной опоры, отклонение всего тела назад, так что в конце 20 с вибрации обнаруживалось опережающее движение верхней части корпуса назад и разгибание в области тазобедренного сустава. Разница углового положения груди и голени в конечной фазе реакции составляла в среднем -4.9 ± 4.2 град, а груди и таза -1.4 ± 1.1 град.

2. Если дополнительная опора находилась вблизи корпуса на уровне крестца, то разгибательная реакция на вибрацию ахилловых сухожи-

лий сохранялась, но объем движения верхней части корпуса был значимо меньше, чем при вибрационной реакции в обычной стойке. Такое уменьшение объема реакции в условиях увеличения устойчивости исходной позы, возможно, объясняется снижением веса проприоцептивного сигнала в условиях разгрузки, подобно уменьшению силы *VIF* в условиях невесомости.

3. Предполагается, что афферентная информация от рецептивных зон спины может участвовать в формировании внутренней системы отсчета, относительно которой осуществляется регуляция вертикальной стойки человека.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 98-04-48935).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Jeka J.J., Lackner J.R. Fingertip touch as an orientation reference for human postural control // *Multisensory Control of Posture* / Eds T. Mergner, F. Hlavacka. N.Y.: Plenum Press, 1995. P. 213.
2. Jeka J.J., Schoner G., Dijkstra T. et al. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway // *Exp. Brain Res.* 1997. V. 113. P. 475.
3. Principles of neural science. / Ed. E. Kandel. Appleton and Lange, Norwalk, Connecticut, 1991. 1135 p.
4. Lackner J.R., Graybiel A. Some influences of touch and pressure cues on human spatial orientation // *Aviation Space and Environment. Med.* 1978. V. 49. P. 798.
5. Lackner J.R. Multimodal and motor influences on orientation: implications for adapting to weightless and virtual environments // *J. Vestibul. Res.* 1992. V. 2. P. 307.
6. Гурфинкель В.С., Лебедев М.А., Левик Ю.С. Эффекты переключения в системе регуляции позы у человека // *Нейрофизиология.* 1992. Т. 24. № 4. С. 462.
7. Попов К.Е., Гурфинкель В.С., Липицкий М.И. Влияние взаимодействия стоп с опорой на вызванные вибрацией рефлекторные ответы мышц голени // *Физиология человека.* 1981. Т. 7. № 4. С. 716.
8. Иваненко Ю.П., Талис В.Л. Влияние устойчивости опоры на постуральные вибрационные реакции человека // *Физиология человека.* 1995. Т. 21. № 1. С. 116.
9. Feldman A.G., Latash M.L. Inversions of vibration-induced sensomotor events caused by suprasinal influences in man // *Neurosci. Lett.* 1982. V. 31. P. 147.
10. Feldman A.G., Latash M.L. Afferent and efferent components of joint position sense: interpretation of kinesthetic illusion // *Biol. Cybern.* 1982. V. 42. P. 205.
11. Quoniam N., Roll J.P., Deat A., Massion J. Proprioceptive induced interactions between segmental and whole body posture // *Disorders of posture and gait* / Eds T. Brandt et al. Stuttgart: Georg Threime Verlag, 1990. P. 194.
12. Eklund G. General features of vibration-induced effects on balance // *Uppsala J. Med. Sci.* 1972. V. 77. P. 112.

13. Roll J.P., Popov K., Gurfinkel V. et al. Sensorimotor and perceptual function of muscle proprioception in microgravity // *J. Vestibul. Res.* 1993. V. 3. P. 1.
14. Wierzbicka M.M., Gilhodes J.C., Roll J.P. Vibration-induced postural Posteffects // *J. Neurophysiol.* 1998. V. 79. P. 143.
15. Watanabe Y., Asai M., Takata S., Nakagawa H. The inhibitor and aid effects of Achilles tendon vibration on human posture control // 13th Int. Symposium Multisens. Control of Posture & Gait. Paris, June. 1997.
16. Сметанин Б.Н., Попов К.Е., Шлыков В.Ю. Позные реакции на вибростимуляцию проприорецепторов шеи у человека // *Нейрофизиология.* 1993. Т. 1. № 2. С. 101.
17. Гурфинкель В.С., Лушниц М.И., Попов К.Е. Исследование системы регуляции вертикальной позы вибрационной стимуляцией мышечных веретен // *Физиология человека.* 1977. Т. 3. № 4. С. 635.
18. Massion J. Postural control system // *Current Opinion in Neurobiology.* 1994. V. 4. P. 877.
19. Гурфинкель В.С., Лушниц М.С., Мори С., Попов К.Е. Стабилизация положения корпуса – основная задача позной регуляции // *Физиология человека.* 1981. Т. 7. № 3. С. 400.
20. Бернштейн Н.А. Физиология движения и активность. М.: Наука, 1990.