

УДК 612.833

ОСОБЕННОСТИ КООРДИНАЦИИ ВСТАВАНИЯ СО СТУЛА И ХОДЬБЫ У ЛЮДЕЙ С ЗАМЕНЕННЫМ ТАЗОБЕДРЕННЫМ СУСТАВОМ

© 2007 г. В. Л. Талис*, И. А. Солопова*, А. А. Гришин*, Т. Л. Осканян**, В. Е. Беленький**

*Институт проблем передачи информации РАН, Москва

**Центральная клиническая больница РАН, Москва

Поступила в редакцию 15.05.2006 г.

Исследовали вертикальную стойку, вставание со стула и ходьбу у больных после одностороннего эндопротезирования тазобедренного сустава, и у здоровых испытуемых в контрольной группе. Показано, что больные при спокойном стоянии и вставании со стула существенно перегружают неоперированную ногу. Ходьба испытуемых по 10-метровой подографической дорожке показала, что скорость ходьбы у больных меньше, чем у здоровых, а длительность фазы переноса на стороне эндопротеза больше, чем на непротезированной стороне. Предполагается, что неравномерность нагружения ног при ходьбе, вертикальной стойке и вставании со стула у больных после операции эндопротезирования тазобедренного сустава связана с дефицитом сенсорного оснащения искусственного сустава, и это, в свою очередь, ведет к перегрузке неоперированной ноги, способствуя развитию в ней коксартроза.

За последние десятилетия замена тазобедренного сустава (ЗТС) стала распространенной и эффективной операцией, которая спасает людей от боли в разрушающемся суставе и возвращает больного к нормальной жизни. Однако замена одного, наиболее пострадавшего сустава и освобождение от боли в нем, часто не приводит к полному восстановлению движений больного. Действительно, в течение нескольких лет после операции ходьба больного остается замедленной, а сила мышц бедра на стороне эндопротеза – уменьшенной [1–8]. Детальный анализ ходьбы больного с ЗТС, сделанный в работе [5], показал, что снижение скорости ходьбы больных коррелирует с ослаблением разгибателей бедра на стороне эндопротеза и с уменьшением амплитуды его разгибания в конце фазы переноса ноги. Таким образом исследование показали существенную перегрузку неоперированной ноги при ходьбе больного с ЗТС. В связи с этим было выдвинуто предположение о том, что перегрузка неоперированной ноги ведет к развитию в ней коксартроза, и это в дальнейшем может привести к необходимости эндопротезирования второго тазобедренного сустава [4].

Существуют различные гипотезы для объяснения причин двигательного дефицита у больных с ЗТС: 1) выученное неиспользование конечности с эндопротезом до операции и в ранние сроки после операции; 2) сохранение контрактур на стороне эндопротеза; 3) отсутствие сенсорного аппарата сустава, удаленного при протезировании [4]. Заметим, что ясное представление о краткосрочных и долгосрочных перспективах восстановления движений больных с ЗТС важно для выбора

правильной стратегии их реабилитации [9, 10]. Так, при изучении отсроченных последствий неверной реабилитации больных, передвигавшихся в острый период после операции на костылях и без них [10], было показано, что в результате ходьбы на костылях в острый период после операции скорость ходьбы в дальнейшем оказывается ниже, шаг длиннее, чем у больных, не пользовавшихся костылями. Авторы делают вывод о необходимости ходьбы без костылей как можно раньше после операции для усиления мышечной нагрузки в динамических условиях и выравнивания ходьбы. В целях ранней диагностики дисфункции ходьбы в последнее время стали применяться тесты на выполнение усложненных динамических задач. Например, в работе [6] использование скоростных тестов (вставание со стула с последующей ходьбой по 3-метровой дорожке, повороты, подъем и спуск по лестнице) показало, что дисфункции, слабо проявлявшиеся при обычной ходьбе, становятся более заметны в скоростных тестах.

Одним из таких усложненных динамических тестов является выполнение задачи вставания со стула [11–13]. На сегодня этот тест находит ряд применений. Так, анализ динамики подъема со стула пожилых людей показал, что для этой возрастной группы характерно уменьшение скорости движения общего центра масс (ОЦМ) к моменту отрыва от стула. В работе [13] эта стратегия была названа “стратегией торможения”, позволяющей людям преклонного возраста избежать опасности неконтролируемого отклонения вперед и назад, и угрозы падения. В целом, при вставании со стула требуется упреждающий кон-

троль движения ОЦМ для вынесения веса тела вперед, с помощью которого человек, оторвав корпус от стула, перемещает горизонтальную проекцию ОЦМ в зону опорной поверхности стоп при вертикальной стойке. Кроме того, в момент отрыва от стула скорость и смещение ОЦМ должны быть связаны между собой, будучи в границах узкого коридора: в противном случае произойдет либо невыход в вертикальную стойку и падение назад, либо чрезмерный бросок вперед. Таким образом, вставание со стула является задачей, требующей постоянного сенсорного обеспечения со стороны рецепторов тазобедренного сустава. У больных с ЗТС суставная рецепция, участвующая в афферентном обеспечении движения в тазобедренном суставе, отсутствует. Однако прямые исследования изменения чувства положения в эндопротезированном суставе у этих больных противоречивы. С одной стороны, для больных с ЗТС показано существенное снижение чувства положения в оперированном суставе при медленной скорости пассивного движения [14]. С другой – есть предположение, что после операции чувство положения полностью восстанавливается и даже улучшается по сравнению с тем, что было до операции [15].

Целью настоящей работы было провести сравнительное исследование вертикальной стойки, вставания со стула и ходьбы здоровых испытуемых и больных с ЗТС с тем, чтобы найти информативные параметры, характеризующие величину двигательного дефицита при выполнении больными этих тестов и выдвинуть предположения о причинах двигательного дефицита больных с ЗТС.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 17 больных в возрасте 35–72 лет, перенесшие операцию одностороннего эндопротезирования тазобедренного сустава (9 больных имели эндопротез левого, а 8 – правого сустава). Время после операции составляло от 1,5 месяцев до 7 лет. Критерием отбора больных для участия в исследовании было отсутствие неврологических заболеваний и способность встать со стула без помощи рук. Объем движений в эндопротезированном суставе у больных, участвовавших в эксперименте, был достаточен для обычных бытовых движений. Никто из больных не отмечал боли в оперированном суставе, лишь некоторые больные при расспросах отмечали небольшой дискомфорт при опоре на оперированную ногу, описывая свои ощущения как “неловкость”, “ненадежность”, “неустойчивость”. 10 из 17 обследованных жаловались на приходящие боли в непротезированном тазобедренном суставе вследствие коксартроза 1 или 2 степени в нем, сопровождавшиеся у двоих болью

в коленях одной или обеих ног. Двое из 7 больных, не имевших боли в неоперированном тазобедренном суставе жаловались на боль в коленях, 5 из 17 больных не имели никаких жалоб. Группа контроля из 11 человек подбирались так, чтобы здоровые люди соответствовали больным по полу, весу и росту. Все обследованные давали письменное согласие на участие в эксперименте.

Обследование начинали с измерения момента силы мышц сгибателей и разгибателей колена в правой (M_r) и левой (M_l) ноге в изометрическом режиме. Испытуемый в этом тесте сидел на стуле с руками, сложенными на груди, бедром, параллельным полу, и вертикальным положением голени. Сила сгибателей измерялась тензометрическим датчиком, установленным между голенью и неподвижной опорой перед испытуемым, а для разгибателей – сзади от испытуемого. К тензометрическому датчику был прикреплен нерастяжимый хомут, который надевался на ногу испытуемого чуть выше голеностопного сустава. Испытуемый должен был, не отрывая ноги от пола, натягивать хомут с максимальной силой вперед или назад по команде экспериментатора. Момент силы сгибателей и разгибателей колена пересчитывался в режиме *on line* на основании показаний силового датчика и длины голени, измерявшейся экспериментатором перед тестом. Во втором тесте измеряли момент силы отведения и приведения бедра. В этом тесте больной лежал на кушетке и силовой датчик крепился к жесткой штанге на кушетке. С учетом длины ноги сила отведения и приведения бедра пересчитывалась в момент сил для каждой ноги. Заметим здесь, что измерение длины ног в положении лежа у всех испытуемых показала, что разница в длине ног у больных, как и у здоровых, не превышала 1 см. В обоих случаях тестах обследование больных начинали с неоперированной ноги. Для каждой из исследуемых мышц регистрировали по 3 попытки и максимальное значение момента сил в них использовали для дальнейшего анализа. *Off line* вычисляли относительную разницу сил:

$$\Delta M = (M_r - M_l) / (M_r + M_l) 100\%.$$

Во второй части эксперимента обследовали вертикальную стойку и вставание со стула. Во время обследования стопы испытуемого располагались на двух силоизмерительных платформах (отдельная платформа для каждой ноги). Расстояние между пятками составляло 10 см, носки – свободно. При обследовании вертикальной стойки испытуемые стояли ровно, руки располагались вдоль туловища. Испытуемые стояли 20 секунд с открытыми глазами, а после звукового сигнала – 20 секунд с закрытыми глазами. После записи 3 проб спокойного стояния переходили к следующей задаче – вставание со стула. Стопы оставались в том же положении, а испытуемый садился

на стул без спинки, держа спину прямо, а руки – скрещенными на груди (рис. 1). Стул стоял на полу рядом с платформами так, чтобы угол наклона голени составлял около 20° к вертикали, и регулировался по высоте так, чтобы бедро пациента располагалось горизонтально. Перед началом регистраций испытуемому в качестве практики предлагалось встать 2–3 раза с открытыми глазами и удобной скоростью. В ходе пробы испытуемый по звуковому сигналу вставал со стула, не сдвигая стоп, и стоял несколько секунд до окончания пробы. Длительность записи в пробе вставания со стула составляла 6 с. После каждой пробы испытуемый садился. Эта часть эксперимента включала в себя 3 пробы спокойного вставания (СВ) с привычной для испытуемого скоростью (СВ), 3 пробы быстрого вставания (БВ), когда испытуемого просили встать “как можно быстрее”, и 3 пробы спокойного вставания с закрытыми глазами (ЗГ). Спокойное вставание было всегда первым, а последовательность блоков БВ и ЗГ варьировалась от испытуемого к испытуемому. Регистрировали силу давления на платформу под правой (F_{zr}) и левой (F_{zl}) ногой, а также моменты сил в сагиттальной и фронтальной плоскостях для платформы под правой (M_{xr} , M_{yr}) и платформы под левой ногой (M_{xl} , M_{yl}). Значения сил F_{zr} и F_{zl} сглаживались цифровым фильтром нижних частот 4-го порядка с частотой среза 6 Гц. Среднее значение силы $F_z = F_{zr} + F_{zl}$ за последние 2 с пробы считали весом испытуемого. Для определения момента начала вставания (T_1) использовался датчик контакта, установленный на стуле. Момент времени T_2 , относительно которого вычисляли асимметрию вставания, определяли как время первого пересечения кривой F_z порогового уровня, равного 99% веса испытуемого после того, как испытуемый встал (рис. 2). Момент окончания движения T_3 определялся как время последнего пересечения вертикальной силой F_z порогового значения, равного 99% веса испытуемого (рис. 2).

В режиме *on line* вычислялась асимметрия вставания:

$$A = (F_{zr} - F_{zl}) / (F_{zr} + F_{zl}) 100 \%,$$

и время вставания $T = T_3 - T_1$.

Асимметрию при свободном стоянии вычисляли по тем же формулам, что и при вставании со стула, но на интервале с 10 по 20 с (открытые глаза) и с 30 по 40 с стояния (закрытые глаза).

Для больных асимметрия и среднее положение центра давления в двух плоскостях при стоянии и вставании со стула вычислялись по тем же формулам, что и для здоровых испытуемых. В дальнейшем данные корректировались с учетом того, какая нога была протезирована.

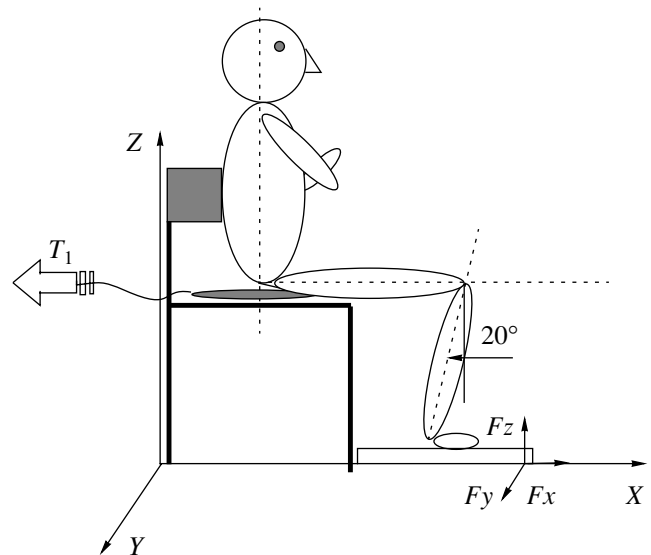


Рис. 1. Схематический вид установки.

При обследовании ходьбы испытуемого по 10-метровой металлической дорожке, параметры подографии регистрировали с помощью специальных туфель, оснащенных контактными датчиками на носке и пятке. Испытуемый проходил по дорожке 3 раза с естественной скоростью и 3 раза быстро. По трем “проходам” рассчитывали среднюю скорость ходьбы (м/с) на основании показателей фотодатчиков, расположенных на расстоянии 8 метров друг от друга вдоль дорожки. По показаниям контактных датчиков вычислялись длительность двойного шага в секундах, частота и длина шага. Время контакта носка, пятки, пятки и носка одновременно и длительность фазы переноса вычисляли в процентах к длительности двойного шага.

Длительность всего обследования составляла 30–40 минут.

Для выяснения значимости результатов использовали статистические программы ANOVA, достоверными отличиями считали разницу с достоверностью $p < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Силовые показатели. В табл. 1 представлены средние значения моментов сил сгибателей и разгибателей колена у больных и здоровых испытуемых. Статистический анализ сравнения этих показателей между здоровыми и больными существенных различий не показал (ANOVA, $F(3.112) = 0.34$, $p = 0.8$). Вместе с тем, у больных сила разгибателей колена на стороне эндопротеза была на 14% меньше, чем на неоперированной стороне, и эта разница достигла уровня статистической значимости (t -test, $p < 0.05$). Расчетный показатель

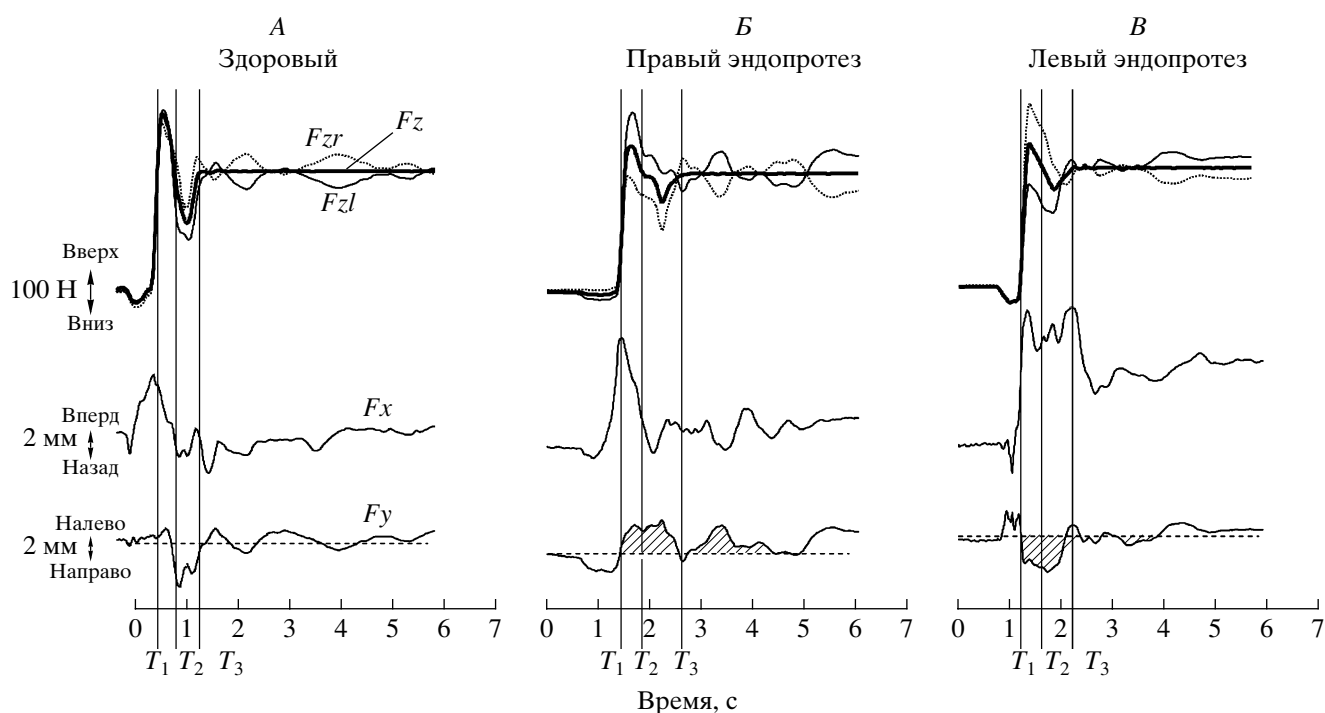


Рис. 2. Динамика вставания со стула здорового (А) и больного обследованного с правым (Б) и левым (В) эндопротезом тазобедренного сустава. Сверху вниз: вертикальная сила давления на платформу под правой (F_{zr}) и левой (F_{zl}) ногой и их среднее F_z ; среднее положение центра давления в сагиттальной $F_x = (M_{xr} + M_{xl}) / (F_{zr} + F_{zl})$ и фронтальной $F_y = (M_{yr} + M_{yl}) / (F_{zr} + F_{zl})$ плоскости. T_1 – момент начала вставания, T_2 – момент, относительно которого вычисляли асимметрию, T_3 – момент окончания вставания.

относительной разницы сил составлял для сгибателей голени 1.12 ± 12.2 у больных и -0.1 ± 5.7 – у здоровых, для разгибателей -7.9 ± 15.7 – у больных и -2.3 ± 5 – у здоровых. Таким образом у больных по сравнению со здоровыми выявлена большая относительная разница сил разгибателей.

Значимых различий между силовыми показателями мышц, приводящих и отводящих бедро, у здоровых и больных, а также между оперированной и неоперированной стороной у больных обнаружено не было: момент силы приведения мышц бедра у здоровых составлял 55.5 ± 20.1 , отводящих -55.5 ± 15 Нм. У больных момент силы приведения бедра на стороне эндопротеза составлял 58 ± 31 Нм, а на неоперированной стороне $62 \pm$

± 31 Нм, а силы отведения – 48 ± 26.9 Нм (на стороне эндопротеза) и 52.8 ± 26.8 Нм (на неоперированной стороне).

Вертикальная стойка. При стоянии здоровые испытуемые нагружали то левую, то правую ногу. В среднем, асимметрия стояния у здоровых составляла $0.27 \pm 9.6\%$ с открытыми глазами и $0.18 \pm 11.4\%$ с закрытыми глазами, большинство же больных перегружали неоперированную ногу ($8.4 \pm 13.1\%$ с ОГ и $8.1 \pm 14.2\%$ с ЗГ). Видно, что асимметрия вертикальной стойки у больных имела гораздо более выраженный характер (ANOVA, $F(1.54) = 4.6, p < 0.05$). Большая дисперсия показателя асимметрии вертикальной стойки у больных была связана с тем, что 5 из 17 больных преимущественно перегружали протезированную ногу, а

Таблица 1. Момент сил сгибателей (Сгиб) и разгибателей (Разгиб) колена у здоровых (Пр – правая, Л – левая) и больных (НО – неоперированная, ПР – протез), Нм

Здоровые	Сгиб Пр	Сгиб Л	Разгиб ПР	Разгиб Л
Среднее	45 ± 14	44 ± 13	59 ± 28	62 ± 28
Больные	Сгиб НО	Сгиб ПР	Разгиб НО	Разгиб ПР
Среднее	46 ± 21	44 ± 18	61 ± 25	$52 \pm 24^*$

* $p < 0.05$ по сравнению с неоперированной стороной.

Таблица 2. Время вставания и асимметрия нагружения ног (%) при вставании со стула и время вставания у больных и здоровых испытуемых в условиях спокойного (СВ), быстрого (БВ) и вставания с закрытыми глазами (ЗГ)

	Здоровые			Больные		
	СВ	БВ	ЗГ	СВ	БВ	ЗГ
Время вставания, с	1.02 ± 0.3	0.74 ± 0.2**	1.02 ± 0.2	1.2 ± 0.2	0.8 ± 0.1**	1.1 ± 0.2
Асимметрия, %	-0.7 ± 6.2	0.0 ± 6.7	-0.4 ± 5.3	23 ± 9*	22 ± 9*	21.6 ± 9.1*

* $p < 0.05$ по сравнению со здоровыми.

** $p < 0.05$ разница между условиями в своей группе (здоровые, больные).

12 – непротезированную ногу. Обнаружилось, что у больных при стоянии как с открытыми, так и закрытыми глазами имеет место существенная корреляция между асимметрией стояния и показателем относительной разницы сил сгибателей колена ($r = 0.6$ в обоих условиях). У здоровых корреляция составляла $r = 0.1$ – для стояния с открытыми глазами и 0.2 – с закрытыми.

Вставание со стула. Типичный пример подъема со стула здорового испытуемого приведен на рис. 2,А. Начало движения характеризовалось ускорением ОЦМ вперед вследствие наклона корпуса вперед. Одновременно центр давления сдвигался назад в связи с отталкиванием корпуса от стула. Перед отрывом от стула происходило резкое изменение направления ускорения ОЦМ и смещение центра давления от пятки к носку. При этом ОЦМ начинал двигаться вверх (увеличение Fz на рис. 2,А). Вставание заканчивалось, когда испытуемый выпрямлялся, при этом вертикальное ускорение ОЦМ возвращалось к нулю, а Fz выходило на установившееся значение, равное весу тела испытуемого. Что касается смещения центра давления во фронтальном направлении, то с началом движения вверх центр давления смещался к средней линии между стоп и подъем осуществлялся при относительно равномерном нагружении ног у большей части здоровых испытуемых. При задании встать как можно быстрее здоровые испытуемые значимо ускорились, при этом асимметрия вставания не увеличилась (табл. 2). В случаях, когда испытуемый выполнял задание с закрытыми глазами, асимметрия вставания также не изменилась, как и при быстром вставании.

Типичный пример подъема со стула больного с правым эндопротезом показан на рис. 2,Б. Видно, что в начале подъема больной начинал ускорять ОЦМ, смещая центр давления в сторону эндопротеза, отклоняя тем самым корпус в противоположную сторону, а затем, нагружая в большей степени неоперированную ногу, поднимался вверх. Пик нагрузки на эту ногу приходился на момент чуть позже отрыва от стула, и до конца движения нагрузка оставалась перенесенной на неоперированную ногу. При этом фронтальная

стабилограмма Fy была также существенно сдвинута в сторону непротезированной ноги. Из табл. 2 видно, что между группами выявилась существенная разница в асимметрии нагружения ног: больные переносили большую нагрузку на неоперированную ногу в момент вставания, а здоровые испытуемые нагружали ноги более равномерно. Статистический анализ показал, что асимметрия вставания у больных была существенно больше, чем у здоровых ($ANOVA, F(1.69) = 105.9, p < 0.05$) во всех условиях вставания (СВ, БВ и ЗГ). Заметим, что 5 из 17 больных, перегружавших эндопротезированную ногу при стоянии ($4.8 \pm 2.5\%$), начали существенно перегружать контралатеральную (неоперированную) ногу в задаче вставания со стула ($21.4 \pm 11.7\%$).

При сравнении быстрого вставания больных и естественного вставания здоровых (см. табл. 2), так что разница между скоростями была несущественна ($p = 0.25$), большая асимметрия вставания у больных сохранялась. При естественном вставании его асимметрия одинаково слабо коррелировала с дефицитом силы мышц-разгибателей колена у здоровых и больных (у больных $r = 0.43$ и у здоровых $r = 0.37$). При быстром вставании эта корреляция у больных была еще ниже (0.32), хотя можно было ожидать, что при быстром вставании дефицит силы будет больше влиять на асимметрию нагружения ног. Действительно, у здоровых эта корреляция существенно выросла (0.69), так что малая асимметрия вставания, имевшая место у здоровых, зависела от того, какая из ног сильнее или слабее.

Корреляция между асимметрией вставания и временем после операции была несущественна ($r = 0.38$).

Подография. Скорость естественной и быстрой ходьбы больных была существенно меньше, чем у здоровых ($F(1.55) = 18.109, p < 0.05$, табл. 3). Когда испытуемым предлагалось ускорить ходьбу, больные, как и здоровые выполнили эту задачу ($F(1.55) = 47.2, p < 0.05$, табл. 3). Частота шагов больных при быстрой ходьбе была существенно больше, чем при естественной ($ANOVA, F(1.55) = 11.8, p < 0.05$). Статистический анализ показал, что при естественной ходьбе больные больше ис-

Таблица 3. Характеристики ходьбы

	Здоровые		Больные			
	естественная	быстрая	естественная		быстрая	
Скорость, м/с	1.29 ± 0.2	1.69 ± 0.3**	1.03 ± 0.2*		1.45 ± 0.3*, **	
Частота шага, ш/мин	114 ± 9	125 ± 35	105 ± 11		127 ± 10**	
Длина шага, м	0.7 ± 0.1	0.8 ± 0.1	0.6 ± 0.1		0.7 ± 0.1	
			НО	ПР	НО	ПР
Время переноса, % к длине шага	38.1 ± 2.7	39.8 ± 2.4	33.1 ± 4.3*	36.0 ± 3***	37.1 ± 3.2**	38.4 ± 3.5

Примечание. Обозначения те же, что в таблицах 1 и 2.
*** $p < 0.05$ по сравнению с неоперированной стороной.

пользуют для опоры неоперированную ногу: время переноса неоперированной ноги было существенно короче, чем протезированной ноги, а также и времени переноса ноги у здоровых обследованных ($F(1.33) = 12.14, p < 0.05$). Однако, при сравнении близких по скорости ($p = 0.35$) быстрой ходьбы больных (1.45 м/с) и естественной ходьбы здоровых (1.29 м/с), времена переноса протезированной и непротезированной ноги не отличались. Можно сказать, что при ходьбе, как и при вставании, больные больше нагружали неоперированную ногу в фазе начала опоры на нее, но это, в отличие от вставания, было связано с тем, что скорость ходьбы больных была ниже, чем у здоровых.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Показано, что больные с ЗТС, независимо от того, когда была сделана операция, имелась или нет боль в неоперированном суставе и слабее или нет была их протезированная нога, вставали, больше опираясь на неоперированную ногу. Такая асимметрия нагружения проявлялась у больных в большей степени в тесте вставания со стула. В двух других тестах, использованных в работе – вертикальная стойка и ходьба – асимметрия нагружения ног также имела место, но была менее выражена и более вариативна от испытуемого к испытуемому. В целом функциональные особенности ходьбы больных с ЗТС, отмеченные в нашей работе, а именно – уменьшение скорости, неравномерность нагружения ног, увеличение частоты шага, соответствовали особенностям, обнаруженным ранее в работах [5–7]. По параметрам нагружения в направлении вперед-назад существенных отличий вставания больных от вставания здоровых, подобно тому, как это было при вставании пожилых людей [13], в нашем исследовании обнаружено не было. По-видимому, дисфункция управления в передне-заднем направлении не была сильно выражена и компенсирова-

лась неоперированной ногой. Основные отличия группы больных от группы контроля выявились в асимметрии нагружения ног. Асимметрия нагружения ног при ходьбе больных с ЗТС отмечалась и ранее. Так в работе [5] было продемонстрировано, что больные при ходьбе наклоняют корпус в сторону неоперированной ноги. В работе [4] больные с ЗТС при ходьбе не переносили достаточного веса на оперированную ногу и, кроме того, нагружали ее не так быстро, как неоперированную. Как и в нашем исследовании, авторы отмечают, что после операции сила мышц бедра в замененном суставе не достигла нормы. Это объяснялось, по их мнению, тем, что, возможно, искусственный сустав сделан в расчете на нормальную ходьбу, которая не сразу после операции приходит в норму. В качестве одной из причин несимметричной ходьбы авторы называют отсутствие проприоцепции от замененного сустава, вследствие чего больные чувствуют себя более уверенно на неоперированной стороне. Наше исследование показало, что асимметрия, замеченная ранее при ходьбе, проявляется и при вставании со стула, причем более явно. В нашем исследовании у испытуемых при вставании со стула тазобедренный сустав разгибался со скоростью примерно $45^\circ/\text{с}$ – это намного выше той скорости ($0.6^\circ/\text{с}$), на которой было отмечено ухудшение чувства положения в суставе в работе [14]. Движение, исследованное в цитируемой статье, было пассивным, с объемом движения 0.5° , активная же задача при большом объеме движения в нашем эксперименте усиливает чувство положения сустава. Тем не менее, больные не доверяли своей оперированной ноге, опираясь на неоперированную, несмотря на то, что в большинстве случаев чувствовали боль в ней. По нашему мнению, поскольку на неоперированной стороне больные в большинстве случаев чувствовали боль, а на оперированной – нет, асимметрию нагружения трудно объяснить выученным перед операцией сте-

реотипом, особенно, когда после нее прошло уже более года.

С чем же была связана асимметрия вставания, т.е. существенное недогружение оперированной ноги при подъеме корпуса со стула? Ранее указывались три возможных причины: сохранившаяся контрактура на стороне эндопротеза, выученное или возникшее после операции опасение использовать протезированный сустав и “сенсорная недостаточность” искусственного сустава. В нашем эксперименте больные, отобранные для участия в нем, были в достаточно хорошем физическом состоянии – они имели нормальный вес тела, достаточный объем движения нижних конечностей, могли встать со стула без помощи рук при начальном горизонтальном положении бедра, в задаче быстрого вставания ускоряли движение также, как здоровые испытуемые. Таким образом, маловероятно наличие контрактур на протезированной стороне, которые затрудняли бы использование ноги. Заметим, что на сегодня имеются данные, полученные с привлечением большого числа больных после ЗТС, которые показали, что состояние двигательного аппарата в этой группе больных через год после операции было одинаковым и не соответствующим норме независимо от веса тела и физической активности обследованных [16]. В нашем исследовании, включавшем больных с большим разбросом времени после операции (от 1.5 мес до 7 лет), не было, однако, замечено зависимости асимметрии вставания от времени, прошедшего после операции. Выявленная в группе больных относительная разница сил разгибателей колена могла бы быть фактором, ограничивающим двигательную активность, и повлиять на асимметрию нагружения ног при вставании. Однако степень корреляции между асимметрией вставания и дефицитом силы у больных была не высока (0.3–0.4), и она не увеличивалась в случае, когда задание усложнилось – при быстром вставании. У здоровых испытуемых при задании встать более резко, нагрузка на ноги распределялась в зависимости от силы в ногах. Используя около 87% максимальной силы разгибателей колена для подъема со стула [17], при ускорении движения здоровые люди приближаются к использованию всего запаса силы в обеих ногах, и если одна из них слабее (даже немного, как это было в нашем случае) нагрузка переносится на более сильную ногу. У больных такая связь обнаружена не была. Можно предполагать, что в движении подъема протезированная нога априорно была недостаточно задействована. Поэтому асимметрия нагружения ног при вставании у больных вероятнее всего мало связана с относительной разницей сил разгибателей, а скорее отражает “стратегию недоиспользования” протезированной ноги. Рекомендации больным после операции позволяют нагружать оперированную

ногу, но требуется специальная тренировка, чтобы эту инструкцию выполнять. Это подтверждается субъективными отчетами больных, которые, в частности, утверждали, что “не чувствуют уверенности в оперированной ноге”, всегда стараются подстраховываться рукой, контралатеральной оперированной ноге, так что при входе и выходе с эскалатора при оперированной правой ногой больным необходимо придерживать левую руку, а не правой, как это предусмотрено конструкцией эскалатора. Можно предположить, что выявленная асимметрия возникает из-за отсутствия достаточного афферентного сопровождения сложно организованной двигательной задачи, каковой является подъем со стула, и потому выполнение движения требует использования сохранившихся суставных рецепторов неоперированной ноги, вопреки боли и неблагоприятным прогнозам развития артроза в ней. С другой стороны, нельзя полностью исключить, что недоиспользование ноги происходит из-за двигательного стереотипа. Другими словами, больные плохо управляют искусственным суставом и потому не развивают его, или, не нагружая его, не совершенствуют оставшийся в протезированной ноге сенсорный аппарат. Чтобы преодолеть недоиспользование протезированной ноги, требуются специальные меры по реабилитации больных после ЗТС, возможно, с использованием обратной связи, а также с помощью метода функциональной электростимуляции, которая не только развивает силу мышц, но и расширяет возможности управления ими [18]. Целью такой реабилитации должно стать использование ЦНС альтернативных источников афферентной информации – суставных рецепторов от незамененных суставов, мышечных рецепторов от мышц, окружающих искусственный тазобедренный сустав.

ВЫВОДЫ

1. У больных с замененным тазобедренным суставом выявлено существенное перегружение неоперированной ноги при вставании со стула, ходьбе и в вертикальной стойке. При ходьбе асимметрия нагружения ног выражалась в увеличении длительности фазы переноса протезированной ноги, по сравнению с фазой переноса непротезированной ноги.

2. Сравнение трех функциональных тестов двигательной активности – вставание со стула, ходьба и вертикальная стойка – показало, что наиболее чувствительным является тест вставания со стула: все больные с замененным тазобедренным суставом, вставая с открытыми или закрытыми глазами, а также вставая быстро, существенно перегружали неоперированную ногу.

Предполагается, что неравномерность нагружения ног у больных с эндопротезом тазобедрен-

ного сустава связана с дефицитом сенсорного оснащения искусственного сустава, что проявляется при ходьбе, вертикальной стойке, а в особенности при вставании со стула – теста, требующего усиленного управления движением по обратным связям от афферентов.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант № 06–04–48891).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Абельцев В.П.* Десятилетний опыт эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2002. № 1. С. 54.
2. *Панова М.И., Беленький В.Е., Кашко А.К.* Биомеханические особенности стояния и ходьбы у больного коксартрозом после одностороннего тотального эндопротезирования тазобедренного сустава по К.М.Сивашу // Сборник трудов ЦИТО. 1981. Т. 24. С. 101.
3. *Aminian K., Rezaklanlou K., De Andres E. et al.* Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty // Med. Biol. Eng. Comput. 1999. Т. 37. № 6. P. 686.
4. *McCrary J.L., White S.C., Lifeso R.M.* Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty // Gait Posture. 2001. V. 14. № 2. С. 104.
5. *Perron M., Malouin F., Moffet H., McFadyen B.J.* Three-dimensional gait analysis in women with total hip arthroplasty // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). 2000. V. 15. № 7. С. 504.
6. *Perron M., Malouin F., Moffet H.* Assessing advanced locomotor recovery after total hip arthroplasty with the timed stair test // Clinical Rehabil. 2003. V. 17. С. 780.
7. *Sicard-Rosenbaum L., Light K.E., Behrman A.L.* Gait, lower extremity strength, and self-assessed mobility after hip arthroplasty // J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 2002. Т. 57. № 1. P. 47.
8. *Suter E., Herzog W., Leonard T.R., Nguyen H.* One year changes in hind limb kinematics, ground reaction forces and knee stability in an experimental model of osteoarthritis // J. Biomech. 1998. V. 31. P. 511.
9. *Johansson R., Melander A., Onnerfalt R.* Physiotherapy after total hip replacement for primary arthrosis // Scand. J. Rehabil. Med. 1998. V. 20. № 1. P. 43.
10. *Sonntag D., Uhlenbrock D., Bardeleben A. et al.* Gait with and without forearm crutches in patients with total hip arthroplasty // Int. J. Rehabil Res. 2000. V. 23. № 3. P. 233.
11. *Lomaglio M.J., Eng J.J.* Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke // Gait & Posture. 2005. V. 22. P. 126.
12. *Mak M.K., Levin O., Mizrahi J., Hui-Chan C.W.* Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease // Clin. Biomech. 2003. V. 18. № 3. P. 197.
13. *Mourey F., Grishin A., Pozzo T., Stapley P.* Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects // J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 2000. V. 55. № 9. P. 425.
14. *Karanjia P.N., Ferguson J.H.* Passive joint position sense after total hip replacement surgery // Ann. Neurol. 1983. V. 13. P. 654.
15. *Zati A., Degli Esposti S., Spagnoletti C. et al.* Does total hip arthroplasty mean sensorial and proprioceptive lesion? A clinical study // Chir. Organi. Mov. 1997. V. 82. № 3. P. 239.
16. *Turgeon T.R., Santore R.F., Coutts R.D.* Influence of obesity on outcome following primary hip replacement // Presented at the American Academy of Orthopaedic Surgeons 73rd Annual Meeting. Chicago, March 22–26, 2006. P. 15.
17. *Alexander N.B., Gu M.J., Branch M. et al.* Geriatrics: does leg torque influence rising from a chair in older adults // Rehabil. R. D. Prog. Rep. 1995. V. 32. P. 101.
18. *Kimberley T.J., Lewis S.M., Auerbach E.J. et al.* Electrical stimulation driving functional improvements and cortical changes in subjects with stroke // Exp. Brain Res. 2004. V. 154. № 4. P. 450.