

УДК 612.821

СОДРУЖЕСТВЕННЫЕ ДВИЖЕНИЯ ПЛЕЧЕВЫХ СУСТАВОВ И ТУЛОВИЩА У ЗДОРОВЫХ ИСПЫТУЕМЫХ

© 2020 г. С. Н. Кауркин^{1, 2, 3, *}, Д. В. Скворцов^{1, 2}, Г. Е. Иванова^{2, 3}

¹ФГБУ Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий ФМБА России, Москва, Россия

²ФГБОУ ВО Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова МЗ РФ, Москва, Россия

³ФГБУ Федеральный центр цереброваскулярной патологии и инсульта МЗ РФ, Москва, Россия

*E-mail: kaurkins@bk.ru

Поступила в редакцию 29.05.2019 г.

После доработки 10.07.2019 г.

Принята к публикации 12.10.2019 г.

Туловище человека, или торс — центральная в анатомическом отношении часть тела, играющая важную роль в стабилизации позы, поддержании баланса в повседневной работе и бытовых навыках, а также в поддержании контролируемых движений верхних конечностей во время выполнения ими задач. Регистрация нормативных амплитудных параметров содружественных движений плечевых суставов и туловища в положении сидя у здоровых испытуемых, может являться важным ориентиром при восстановлении пациентов с гемипарезом в острый период впервые возникшего полушарного инсульта. Обследовано 25 здоровых испытуемых (11 женщин, 14 мужчин, средний возраст 52.9 ± 11.0 лет). Проведено исследование кинематики содружественных движений в плечевых суставах и туловища в положении сидя с помощью безлатформенных инерционных сенсоров с регистрацией движения в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Обнаружены закономерности движения в плечевых суставах и отклонениях туловища, производимых одновременно в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Движение сгибания каждой руки отдельно характеризуется достоверно меньшим вспомогательным движением туловища, а движения отведения и ротации каждой руки отдельно, характеризуются большей амплитудой отклонения корпуса. Использование туловища становится частью общей стратегии достижения цели при движении верхней конечности, важным элементом баланса и стабилизирующим компонентом. Предложенный метод регистрации движений содружественных движений в плечевых суставах и туловища в положении сидя может представлять интерес для медицинских и научных учреждений занимающихся двигательной реабилитацией.

Ключевые слова: туловище, кинематика движений, содружественные движения, плечевые суставы, баланс.

DOI: 10.31857/S013116462002006X

Одна из основных функций человеческого организма — передвижение в пространстве. К функциям туловища относится не только удержание тела в состоянии равновесия, в преодолении сопротивления и тяжести различных предметов, но и обеспечение подвижности в пространстве в различных положениях. Позвоночный столб, череп, грудная клетка и кости таза относятся к осевому скелету, кости верхних и нижних конечностей называют добавочным скелетом [1, 2]. Туловище человека или торс — центральная в анатомическом отношении часть тела, не включающая голову, шею и конечности [3]. Туловище состоит из костной составляющей (позвоночный столб, грудная клетка и таз) и мышечной. Позвоночный

столб от крестца до черепа соответствует суставу с тремя степенями подвижности: сгибание—разгибание; латерофлексия вправо—влево (боковой наклон) и осевая ротация [4].

Мышцы туловища разделяются на мышцы спины, груди и живота. Среди них выделяют группу собственных мышц брюшной стенки, собственных глубоких мышц, расположенных на костях осевого скелета, и мышцы-пришельцы, связанные, главным образом, с работой верхних конечностей [5, 6].

Онтогенез функциональной системы движения происходит как пре-, так и в постнатальный период. Основные двигательные стереотипы ту-

Таблица 1. Характеристика по полу и возрасту группы исследования

Пол	Число обследованных в группах по возрасту			
	менее 50 лет	от 51 до 60 лет	более 60 лет	всего
Мужчины	3	5	3	11
Женщины	6	5	3	14
Всего	9	10	6	25

ловища закладываются в детском возрасте [7]. Устойчивое положение в вертикальной позе предусматривает нахождение центра тяжести в области малого таза и адекватное противодействие гравитации. Выполнение любого координированного движения человека в любом возрасте требует повторения базового алгоритма: сначала происходит стабилизация в пространстве (координация) головы и шеи, затем туловища, и уже потом — конечности. Поэтому любую физиологическую цепь можно проследить через работу мышц туловища [8].

Правильная поза человека складывается из анатомического и физиологического положения позвоночных сегментов относительно друг друга и силы тяжести, сложного взаимодействия между биомеханикой и нервно-мышечной функцией [9]. Положение туловища в позиции “стоя”, с сохранением грудного кифоза с поясничным лордозом, является одним из благоприятных для организма и хорошо переносится туловищем [10, 11]. Вертикальные нагрузки на позвоночник человека в любом возрасте в положении сидя значительно выше, чем в положении стоя. Например, дети часто ползают на четвереньках, затем встают у опоры, иногда сначала начинают ходить, и только после этого начинают садиться [12]. К “идеальной” и эргономичной сидячей позе могут относиться варианты с сохранением лордоза нижнегрудного и поясничного отделов с фиксацией [13], или плоское положение поясничного отдела, но с опорой на спинку [14], или положение, соответствующее позиции “стоя” [15]. Однако это положение требует слишком большой мышечной активности и невозможно в течение длительного времени [16].

Туловище играет важную роль в стабилизации позы, поддерживая контролируемое движение конечностей [17, 18]. Развитие устойчивости и контроля туловища считается необходимым условием для функционирования верхней конечности и использования руки. Проксимальная стабильность позволяет независимо использовать руки в различных манипуляциях и целенаправленной деятельности [19].

Такие заболевания, как церебральный инсульт часто приводят к изменению моторики верхней конечности. Пациенты используют компенса-

торные стратегии путем чрезмерного разгибания и вращения туловища [20]. Поэтому для определения истинной работы как верхней конечности, так и туловища, необходимы, прежде всего, нормативные данные репрезентативной группы здоровых испытуемых.

Регистрация нормативных амплитудных параметров содружественных движений плечевых суставов и туловища в положении сидя у здоровых испытуемых, может являться важным ориентиром при восстановлении пациентов с гемипарезом в острый период впервые возникшего полушарного инсульта, так как контроль туловища является важным предиктором общего функционального восстановления после инсульта, и верхней конечности в частности [19, 21].

Цель работы — разработка методики объективной регистрации содружественных движений в плечевых суставах и туловища в положении сидя, ориентированная на пациентов с гемипарезом в острый период впервые возникшего полушарного инсульта, а также получение и изучение нормативных данных.

МЕТОДИКА

Исследования проводили на кафедре реабилитации, спортивной медицины и физической культуры педиатрического факультета ФГБОУ ВО Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И. Пирогова МЗ РФ, на базе неврологического отделения Городской клинической больницы № 31.

В группу исследования входили 25 чел. (11 женщин, 14 мужчин, в возрасте от 29–68 лет, средний возраст 52.9 ± 11.0 лет, ведущая рука — правая), не имеющие в анамнезе травмы и заболевания опорно-двигательного аппарата (табл. 1). Данная возрастная категория соответствует среднему возрасту пациентов перенесших острое нарушение мозгового кровообращения.

Критериями включения в исследование были: возраст до 75 лет; адекватная проба с активным полуортостазом; отсутствие когнитивных нарушений, препятствующих пониманию поставленных исследователем задач; отсутствие декомпенсированной соматической патологии, ишемических изменений на ЭКГ, сердечной не-

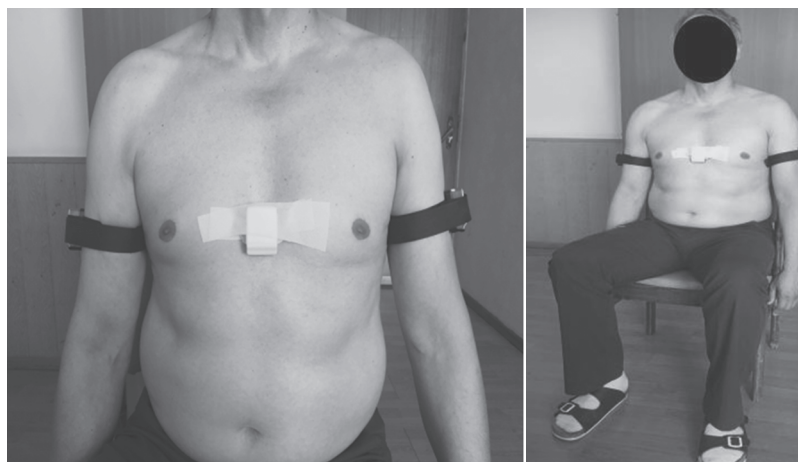


Рис. 1. Расположение пациента при исследовании.

достаточности (II класс и выше по *Killip*); отсутствие заболеваний центральной и периферической нервной системы; отсутствие ортопедической патологии и травматологического анамнеза (суставные деформации и контрактуры, выраженный болевой синдром, ампутация конечностей и др.).

Испытуемым предлагали выполнять движения сгибания/разгибания, отведения/приведения, до 90 град, и наружную/внутреннюю ротацию верхними конечностями в плечевых суставах в сагиттальной, фронтальной и вертикальной плоскостях соответственно.

Ротационные движения производили из нейтрального положения, при котором рука свободно свисает вдоль туловища — положение нулевой ротации. Для измерения амплитуды ротационных движений сгибали руку в локтевом суставе на 90°, чтобы предплечье лежало в сагиттальной плоскости. В противном случае ротационные движения верхней конечности будут сочетаться с пронацией или супинацией предплечья [4]. Кроме этого, больным с парезом верхней конечности обычно сложно выполнять отведение или сгибание в плечевом суставе, поэтому будет оправдано в этой категории исследовать ротацию в исходном положении верхней конечности.

Движения выполняли по следующей схеме: 1) одновременно двумя руками и 2) каждой рукой по отдельности, в положении сидя (голова установлена по средней линии, с открытыми глазами). Каждое упражнение выполняли два раза. Движение проводили свободно, без дополнительных указаний.

Исследование биомеханики движений проводили с помощью безлатформенных инерционных сенсоров (рег. уд. № ФСР 2010/08881), которые позволяют регистрировать движения и повороты в трех взаимно перпендикулярных плоскостях.

Испытуемым, перед прохождением исследования, подробно объясняли последовательность исследования. Исследование проводили без верхней одежды. На верхние конечности в районе верхней трети плеча в месте наибольшего приближения плечевой кости к коже плотно накладывали двусторонние ленты “Велкро”, удерживающие сенсоры. Сенсоры располагали с наружной стороны плеча, относительно оси ординат. Грудной сенсор крепили к груди с помощью гипоаллергенного медицинского пластыря. Исследование производили сидя на стуле без спинки, руки были опущены вдоль тела свободно, ноги находились на ширине плеч. Во время всех движений обследуемый не отрывал стопы от пола. Собственно движения выполняли индивидуально (рис. 1).

Амплитуды отклонения туловища фиксировали при движении верхними конечностями в трех плоскостях: 1) *Tr X* — горизонтальная плоскость, 2) *Tr Y* — сагиттальная плоскость, 3) *Tr Z* — фронтальная плоскость.

Регистрацию и последующую первичную обработку данных выполняли в собственном программном пакете “*Trust Motion*”. На каждое движение в программе строили индивидуальную гониограмму. На графике отмечали максимальную амплитуду “*A*” в градусах и ее время достижения “*T%*” в % от цикла движения (рис. 2). Значения амплитуд и соответствующих им частот копировали в таблицу. Статистическую обработку выполняли в *Microsoft Excel* методами стандартной вариационной статистики с расчетом среднего значения “*M*” и среднеквадратического отклонения “*σ*”.

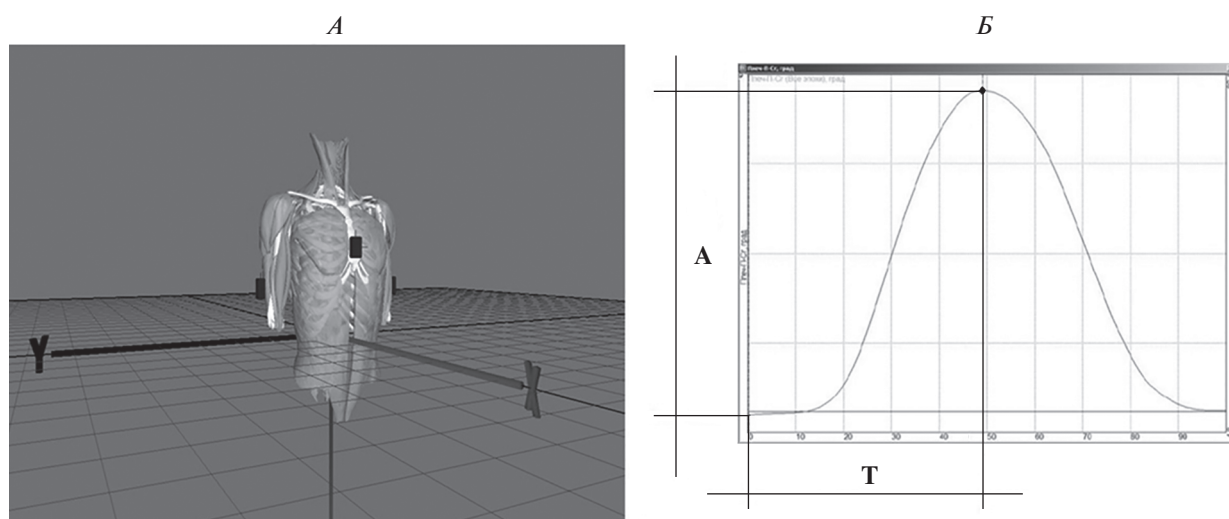


Рис. 2. Трехмерная модель пациента. Индивидуальная гониограмма движения.

A – трехмерная модель пациента, *B* – график с максимальной амплитудой “*A*” в градусах и ее время достижения “*T*” в % от цикла движения.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Результаты исследования кинематики наклонов туловища и движений в плечевых суставах представлены в табл. 2.

Амплитуды отклонения корпуса в горизонтальной плоскости (*X*) при сгибании двух рук одновременно меньше, чем при сгибании каждой отдельно ($p < 0.05$). Аналогичные параметры при сгибании каждой руки отдельно не отличаются друг от друга. Момент времени максимального отклонения корпуса в горизонтальной плоскости при сгибании двух рук одновременно имеет большее значение, чем при сгибании каждой отдельно и стремится к 60% цикла ($p < 0.05$). Те же параметры при сгибании каждой руки отдельно не отличаются и превышают значение 50% цикла.

Амплитуды отклонения корпуса назад в сагиттальной плоскости (*Y*) при сгибании двух рук од-

новременно больше, чем при сгибании каждой отдельно ($p < 0.05$). Аналогичные параметры при сгибании каждой руки отдельно изменений не выявлено. Момент времени максимального отклонения корпуса назад в сагиттальной плоскости при сгибании двух рук одновременно имеет большее значение, чем при сгибании каждой отдельно и стремится к 60% цикла ($p < 0.05$). Аналогичные параметры для сгибания каждой руки отдельно в сагиттальной плоскости достоверно не отличаются и превышают 50% цикла.

Амплитуды и момент времени максимального отклонения корпуса во фронтальной плоскости (*Z*) сравнимы как при сгибании двух рук одновременно и каждой отдельно. Достижение максимума во всех случаях наступает после 50% цикла движения.

Таблица 2. Кинематика наклонов туловища и движений в плечевых суставах при движении рук “сгибание–разгибание” (обе руки, только правая, только левая)

Тест	Параметр	<i>Tr X</i>	<i>Tr Y</i>	<i>Tr Z</i>	Лев-Сг	Пр-Сг	Лев-Отв	Пр-Отв	Лев-Рот	Пр-Рот
Сгибание 2-х рук	A	2.9 ± 1.5	5.8 ± 2.2	4.2 ± 2.3	79.4 ± 7.8	80.1 ± 7.2	16.9 ± 8.0	19.0 ± 7.6	25.7 ± 5.5	24.5 ± 6.3
	T%	61.7 ± 15.2	58.5 ± 11.3	62.6 ± 19.4	52.5 ± 11.0	52.9 ± 8.0	49.9 ± 7.7	48.8 ± 4.4	52.7 ± 9.7	53.8 ± 9.2
Сгибание правой	A	4.3 ± 1.6 ^{&}	4.0 ± 1.7 ^{&}	4.0 ± 2.0	4.7 ± 2.6	84.5 ± 6.7 ^{&}	4.4 ± 2.0	18.8 ± 8.0	4.7 ± 1.8	26.5 ± 6.6
	T%	53.8 ± 6.5 ^{&}	54.4 ± 15.7 ^{&}	56.8 ± 23.2	55.2 ± 12.6	49.6 ± 6.3	49.9 ± 10.1	48.9 ± 6.6	52.4 ± 16.5	51.5 ± 7.8
Сгибание левой	A	4.6 ± 2.1 ^{&}	4.2 ± 1.8 ^{&}	4.2 ± 1.9	85.2 ± 5.5 ^{&}	4.5 ± 2.3	19.3 ± 6.2	4.62 ± 2.3	24.8 ± 6.6	5.2 ± 2.8
	T%	51.5 ± 10.1 ^{&}	53.9 ± 11.8 ^{&}	55.2 ± 16.1	51.1 ± 7.7	50.8 ± 7.7	47.9 ± 7.5	46.9 ± 8.6	48.7 ± 5.3	49.6 ± 13.9

Примечание: *Tr X* – горизонтальная плоскость, *Tr Y* – сагиттальная плоскость, *Tr Z* – фронтальная плоскость, Лев-Сг – левая-сгибание, Пр-Сг – правая-сгибание, Лев-Отв – левая-отведение, Пр-Отв – правая-отведение, Лев-Рот – левая-ротация, Пр-Рот – правая-ротация. A – максимальная амплитуда цикла движения, T% – время достижения максимальной амплитуды цикла движения, [&] – отличие достоверно с вероятностью $p < 0.05$ (по сравнению с таким же значением при движении 2-х рук одновременно).

Таблица 3. Кинематика наклонов туловища и движений в плечевых суставах при движении рук “сгибание—разгибание” (обе руки, только правая, только левая)

Тест	Параметр	<i>Tr X</i>	<i>Tr Y</i>	<i>Tr Z</i>	Лев-Сг	Пр-Сг	Лев-Отв	Пр-Отв	Лев-Рот	Пр-Рот
Отведение 2-х рук	A	2.0 ± 0.7	3.6 ± 1.1	3.0 ± 1.5	17.3 ± 5.4	16.5 ± 6.0	86.9 ± 6.8	86.0 ± 5.9	25.5 ± 8.4	24.6 ± 8.3
	T%	60.4 ± 22.9	50.0 ± 15.2	55.4 ± 19.0	45.7 ± 21.0	47.6 ± 19.4	47.5 ± 3.5	47.2 ± 3.6	57.7 ± 11.0	60.3 ± 11.9
Отведение правой	A	3.5 ± 1.3 ^{&}	3.3 ± 1.4	5.5 ± 2.4 ^{&}	2.6 ± 0.8	16.5 ± 5.4	6.0 ± 2.1	84.2 ± 7.0	6.4 ± 2.0	26.5 ± 7.8
	T%	50.3 ± 5.0 ^{&}	49.0 ± 14.9	51.7 ± 19.6	50.2 ± 11.8	45.9 ± 14.7	47.5 ± 9.8	49.6 ± 4.2	44.2 ± 12.7	50.4 ± 14.5 ^{&}
Отведение левой	A	3.0 ± 1.4 ^{&}	3.1 ± 1.4	5.3 ± 2.3 ^{&}	15.4 ± 4.5	4.5 ± 2.5	85.9 ± 7.7	3.1 ± 1.3	27.8 ± 6.8	6.7 ± 2.8
	T%	52.7 ± 5.4	50.7 ± 10.5	49.3 ± 15.0	46.2 ± 13.2	49.3 ± 5.8	49.6 ± 5.2	47.7 ± 9.4	49.4 ± 9.9 ^{&}	48.1 ± 12.5

Примечание: обозначения см. табл. 2.

Максимальные амплитуды сгибания и время ее достижения при сгибании двух рук одновременно не отличаются друг от друга. Максимальная амплитуда при сгибании каждой руки отдельно больше, чем аналогичный показатель при сгибании двух рук одновременно ($p < 0.05$). Время достижения максимальной амплитуды при сгибании каждой руки отдельно соответствует времени при сгибании двух рук одновременно.

Максимальные амплитуды отведения и ротации, время их достижения при сгибании двух рук одновременно и каждой отдельно достоверно не отличаются друг от друга.

Кинематика наклонов туловища и движений в плечевых суставах при движении рук “сгибание—разгибание” представлены в табл. 3.

Амплитуды отклонения корпуса в горизонтальной плоскости (*X*) при отведении двух рук одновременно меньше, чем при отведении каждой отдельно ($p < 0.05$). Те же параметры при отведении каждой руки отдельно соответствуют друг другу. Момент времени максимального отклонения корпуса в горизонтальной плоскости при отведении двух рук одновременно имеет большее значение, чем при отведении правой и стремится к 60% цикла ($p < 0.05$). Момент времени максимального отклонения корпуса в горизонтальной плоскости при отведении двух рук одновременно аналогичен моменту времени отдельно для левой руки. При отведении каждой руки отдельно этот параметр также не отличается и стремится к 50% цикла.

Амплитуды и момент времени максимального отклонения корпуса в сагиттальной плоскости (*Y*) при отведении двух рук одновременно и каждой отдельно соответствуют друг другу.

Амплитуда отклонения корпуса во фронтальной плоскости (*Z*) при отведении двух рук одновременно меньше, чем при отведении каждой руки отдельно ($p < 0.05$). Аналогичные параметры при отведении каждой руки отдельно достоверно не отличаются. Момент времени максимального отклонения корпуса во фронтальной плоскости при отведении двух рук одновременно соответ-

ствует моменту времени для каждой руки отдельно.

Максимальные амплитуды сгибания и отведения, время их достижения при отведении двух рук одновременно сходны с амплитудами сгибания каждой руки отдельно.

Максимальные амплитуды ротации при отведении двух рук одновременно и каждой отдельно также не отличаются друг от друга. Время достижения максимальной амплитуды ротации при отведении двух рук одновременно достоверно не отличается друг от друга. Время достижения максимальной амплитуды ротации при отведении каждой руки отдельно наступает раньше, чем при отведении двух рук одновременно ($p < 0.05$) и достоверно не отличается друг от друга.

Кинематика наклонов туловища и движений в плечевых суставах при движении рук “наружная—внутренняя ротация” представлены в табл. 4.

Амплитуды отклонения корпуса в горизонтальной плоскости (*X*) при ротации двух рук одновременно меньше, чем при ротации каждой руки отдельно ($p < 0.05$). Аналогичные параметры при ротации каждой руки отдельно остаются сходными. Момент времени максимального отклонения корпуса в горизонтальной плоскости не отличается как при ротации двух рук одновременно, так и при ротации каждой руки отдельно.

Амплитуды и момент времени максимального отклонения корпуса в сагиттальной плоскости (*Y*) при ротации двух рук одновременно и каждой отдельно соответствуют друг другу.

Амплитуды максимального отклонения корпуса во фронтальной плоскости (*Z*) достоверно не отличаются друг от друга при ротации двух рук одновременно и каждой отдельно. Момент времени максимального отклонения корпуса во фронтальной плоскости (*Z*) при ротации двух рук одновременно достоверно не отличается при ротации каждой отдельно. Момент времени максимального отклонения корпуса во фронтальной плоскости (*Z*) при ротации левой руки наступает позже, чем при ротации правой ($p < 0.05$).

Таблица 4. Кинематика наклонов туловища и движений в плечевых суставах при движении рук “наружная—внутренняя ротация” (обе руки, только правая, только левая)

Тест	Параметр	<i>Tr X</i>	<i>Tr Y</i>	<i>Tr Z</i>	Лев-Сг	Пр-Сг	Лев-Отв	Пр-Отв	Лев-Рот	Пр-Рот
Ротация 2-х рук	A	1.8 ± 1.4	7.0 ± 2.8	2.8 ± 1.67	10.6 ± 3.2	10.8 ± 3.2	11.5 ± 3.8	9.9 ± 4.4	45.0 ± 9.8	42.3 ± 5.9
	T%	55.7 ± 16.2	51.4 ± 9.4	51.9 ± 14.8	58.7 ± 14.1	58.8 ± 14.3	51.9 ± 11.7	51.1 ± 12.0	52.8 ± 7.1	51.5 ± 6.4
Ротация правой	A	5.4 ± 2.7 ^{&}	5.0 ± 2.1	2.8 ± 1.6	2.5 ± 1.1	10.2 ± 2.5	4.1 ± 1.5	10.2 ± 4.2	4.1 ± 1.8	47.5 ± 6.4 ^{&}
	T%	50.8 ± 10.9	50.9 ± 10.1	48.2 ± 5.5	54.9 ± 12.4	53.2 ± 11.6	51.1 ± 8.3	49.4 ± 10.4	47.6 ± 9.1	49.3 ± 6.1
Ротация левой	A	6.1 ± 2.1 ^{&}	5.0 ± 2.0 ^{&}	3.3 ± 1.7	8.6 ± 3.1 ^{&}	3.0 ± 1.52	7.9 ± 2.7 ^{&}	3.6 ± 1.6	44.7 ± 5.5	3.9 ± 1.5
	T%	50.2 ± 10.0	51.0 ± 17.8	56.8 ± 17.4 [#]	53.5 ± 20.4	51.9 ± 18.0	52.7 ± 17.9	49.7 ± 8.3	52.5 ± 7.4	49.5 ± 12.1

Примечание: [#] — отличие достоверно с вероятностью $p < 0.05$ (по сравнению с таким же значением при движении второй рукой). Остальные обозначения см. табл. 2.

Максимальные амплитуды сгибания и время ее достижения при ротации двух рук одновременно достоверно не отличаются. Максимальная амплитуда сгибания и время ее достижения при ротации правой руки и двух рук одновременно также соотносятся. Максимальная амплитуда сгибания при ротации левой руки меньше аналогичных показателей сгибания правой и двух рук одновременно ($p < 0.05$). Время достижения максимальной амплитуды сгибания при ротации левой руки не отличается от аналогичных показателей правой и двух рук одновременно.

Максимальные амплитуды отведения и время ее достижения при ротации двух рук одновременно остаются сходными. Максимальная амплитуда отведения и время ее достижения при ротации правой руки и двух рук одновременно также не отличаются. Максимальная амплитуда отведения при ротации левой руки меньше, чем при ротации двух рук одновременно ($p < 0.05$). Время достижения максимальной амплитуды отведения при ротации левой руки достоверно не отличается от аналогичных показателей ротации правой и двух рук одновременно.

Оценка максимальных амплитуд ротации соответствует времени их достижения при ротации двух рук одновременно. Максимальная амплитуда ротации и время ее достижения при ротации левой руки и двух рук одновременно не отличаются. Максимальная амплитуда ротации при ротации правой руки больше, чем при ротации двух рук одновременно ($p < 0.05$), но достоверно не отличается от ротации левой. Время достижения максимальной амплитуды ротации при ротации правой руки достоверно не отличается от аналогичных показателей левой и двух рук одновременно.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Здоровый человек, производя простое движение в одной плоскости, имеет основной компонент движения с максимальной амплитудой в плоскости данного движения и дополнительные

в других плоскостях с существенно меньшей амплитудой [22]. Таким образом, даже простые, казалось бы, одноплоскостные движения в плечевом суставе, происходят во всех трех плоскостях одновременно.

Отклонение корпуса при выполнении тестовых движений происходит одновременно в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Момент времени максимального отклонения корпуса наступает позже момента времени достижения максимума амплитуды основного движения двумя руками одновременно и каждой отдельно, что согласуется с работой *T.R. Kaminski* [23]. Полученные данные демонстрируют, что движения туловища всегда имеют место в той же плоскости, в которой производится основное движение. Это имеет две основные цели. Одна — компенсация изменения баланса тела за счет изменения взаимного расположения его сегментов — балансировочные движения [24]. Другая — подкрепляющие, т.е. корпус тела следует за основным движением [25]. Ведущее движение производится верхними конечностями, они достигают максимума раньше, а для движения туловища максимум наступает позже.

Движение сгибания каждой руки отдельно характеризуется достоверно большими амплитудами основного движения и достоверно меньшим вспомогательным движением туловища [26, 27], чем аналогичные показатели при движении двух рук одновременно ($p < 0.05$). Полученные данные свидетельствуют о том, что сгибание двух рук одновременно является более сложным движением. Это движение туловища представляет собой выравнивание центра тяжести тела при вынесенных вперед конечностях. Соответственно, суммарный вес двух конечностей больше и отклонение так же больше. Большая амплитуда движения крупной массы туловища приводит к более позднему наступлению максимума движения.

При движениях отведения и ротации каждой руки отдельно, отклонения корпуса характеризуются большей амплитудой, чем такое же для двух рук одновременно. Использование туловища ста-

новится частью общей стратегии достижения цели при движении верхней конечности [25]. Движение двух конечностей выравнивает туловище и отклонений не происходит.

Получены данные о функциональной асимметрии на правую сторону в виде больших амплитуд при движении верхней конечностью и вспомогательных отклонениях корпуса ($p < 0.05$). Выявленный результат объясняется тем, что в обследуемой группе у всех наблюдававшихся правая рука является ведущей и наиболее функциональной, что согласуется с данными литературы [22].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты показывают наличие функциональной асимметрии при движении верхних конечностей, связанной с наличием ведущей стороны. Однако отличия носят деликатный характер и обнаруживаются только статистическими методами.

При движении верхними конечностями туловище производит малоамплитудные движения, основной целью которых является компенсация изменения баланса тела и обеспечение проксимальной стабильности, позволяющей использовать руки в различных манипуляциях и целенаправленной деятельности.

Достижение максимальной амплитуды движения верхними конечностями достигается раньше, а для движения туловища максимум наступает позже. При этом сопровождающие движения туловища производятся в основной плоскости движения верхней конечности.

Предложенная объективная методика исследования содружественных движений в плечевых суставах и туловища в положении сидя может быть использована в медицинских и научных учреждениях занимающихся двигательной реабилитацией [28–30].

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И. Пирогова МЗ РФ (ЭК РНИМУ № 123 от 21.01.2013) (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. При проведении исследования использовались ресурсы образовательной организации — научно-исследователь-

ского подразделения Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И. Пирогова Минздрава России — НИИ цереброваскулярной патологии и инсульта (Москва).

Благодарности. Коллективу неврологического отделения ГБУЗ города Москвы “Городская клиническая больница № 31 Департамента здравоохранения города Москвы”.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Kolesnikov N.N., Nikityuk D.B., Klochkova S.V., Stelnikova I.G. Textbook of Human Anatomy: Nervous system. M.: GEOTAR-Media Publishing group, 2018. V. 3. 216 p.
2. Сапин М.Р., Никитюк Д.Б., Николенко В.Н., Чава С.В. Анатомия человека. Учебник. В 2-х томах. М.: ГОЭТАР-Медиа, 2018. Т. 1. 528 с.
3. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters // J. Biomechanics. 1996. V. 29. № 9. P. 1223.
4. Капанджис А.И. Позвоночник — Верхняя конечность — Нижняя конечность — Физиология суставов. М.: Эксмо, 2009. 48 с.
5. Lee D., Yu S., Song S. et al. Comparison of trunk electromyographic muscle activity depends on sitting postures // Work. 2017. V. 56. № 3. P. 491.
6. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р., Синельников А.Я. Атлас анатомии человека. Учебное пособие. В 4-х томах. Т. 1. Учение о костях, соединениях костей, Новая волна, 2017.
7. Pin T.W., Butler P.B., Cheung H.-M., Shum S.L.-F. Segmental Assessment of Trunk Control in infants from 4 to 9 months of age- a psychometric study // BMC Pediatr. 2018. V. 18. P. 182.
8. Jean-Charles L., Nepveu J.-F., Deffeyes J.E. et al. Inter-hemispheric interactions between trunk muscle representations of the primary motor cortex // J. Neurophysiol. 2017. V. 118. P. 1488.
9. Kwona Y., Kima J.-W., Heob J.-H. et al. The effect of sitting posture on the loads at cervico-thoracic and lumbosacral joints // Technology and Health Care. 2018. V. 26. P. 409.
10. Kendall F.P., McCreary E.K., Kendall H.O. Muscles, testing and function. Baltimore: Williams & Wilkins, 1983. 280 p.
11. Bogduk N. Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum. N.Y.: Elsevier/Churchill Livingstone, 2005. P. 53.
12. Поляев Б.А., Лайшева О.А. Восстановительное лечение в педиатрии. М.: Медпрактика, 2009. 492 с.
13. Donatelli R.A., Wooden M.J. Differential assessment and mobilisation of the cervical and thoracic spine. Orthopaedic physical therapy (3rd ed.). N.Y.: Churchill Livingstone, 2001. P. 108.
14. Magee D.J. Thoracic (dorsal) spine. Orthopedic physical assessment (4th ed.). Philadelphia: Saunders Elsevier, 2006. P. 425.

15. *Alamin T.F., Agarwal V., Zagel A., Qeli A.* The effect of standing vs. variants of the seated position on lumbar intersegmental angulation and spacing: a radiographic study of 20 asymptomatic subjects // *J. Spine Surg.* 2018. V. 4. № 3. P. 509.
16. *Kendall F.P.* Posture Muscles: testing and function with posture and pain (5th ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. P. 49.
17. *Peeters L.H.C., Kingma I., Faber G.S. et al.* Trunk, head and pelvis interactions in healthy children when performing seated daily arm tasks // *Exp. Brain Res.* 2018. V. 236. P. 2023.
18. *Peeters L.H.C., de Groot I.J.M., Geurts A.C.H.* Trunk involvement in performing upper extremity activities while seated in neurological patients with a flaccid trunk // *Gait Posture.* 2018. V. 62. P. 46.
19. *Sorrentino G., Sale P., Solaro C. et al.* Clinical measurement tools to assess trunk performance after stroke: a systematic review // *Eur. J. Phys. Rehabil Med.* 2018. V. 54. № 5. P. 772.
20. *Foreman M.H., Engsberg J.R.* A virtual reality tool for measuring and shaping trunk compensation for persons with stroke: Design and initial feasibility testing // *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.* 2019. V. 6. P. 1.
21. *Verheyden G., Nieuwboer A., De Wit L. et al.* Trunk performance after stroke: an eye catching predictor of functional outcome // *J. Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2007. V. 78. № 7. P. 694.
22. *Булатова М.А.* Особенности двигательной функции при парезе вследствие церебрального инсульта по результатам трехмерной видеокинематики и функциональной электромиографии: Дис. канд. мед. наук. М., 2013. С. 148.
23. *Kaminski T.R., Bock C., Gentile A.M.* The coordination between trunk and arm motion during pointing movements // *Exp. Brain. Res.* 1995. V. 106. № 3. P. 457.
24. *Forghani A., Preuss R., Milner T.E.* Effects of amplitude and predictability of perturbations to the arm on anticipatory and reactionary muscle responses to maintain balance // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2017. V. 35. P. 30.
25. *Alt Murphy M., Murphy S., Persson H.C. et al.* Kinematic Analysis Using 3D Motion Capture of Drinking Task in People With and Without Upper-extremity Impairments // *J. Vis. Exp.* 2018. V. 133. <https://doi.org/10.3791/57228>
26. *Cirstea M.C., Levin M.F.* Compensatory strategies for reaching in stroke // *Brain.* 2000. V. 123. Pt. 5. P. 940.
27. *Roby-Brami A., Fuchs S., Mokhtari M., Bussel B.* Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients // *Motor Control.* 1997. V. 1. P. 72.
28. *Skvortsov D.V., Kaurkin S.N., Ivanova G.E et al.* [The dynamics of shoulder joint function in patients with hemiparesis in the acute period of carotid stroke] // *Zh. Nevrol. Psikiatr. Im. S.S. Korsakova.* 2017. V. 117. № 12(2). P. 94.
29. *Kaurkin S.N., Skvortsov D.V., Ivanova G.E et al.* [The restoration of the shoulder joint function in the patients presenting with hemiparesis during the acute phase of hemispheric stroke] // *Vopr. Kurortol. Fizioter. Lech. Fiz. Kult.* 2018. V. 95. № 3. P. 26.
30. *Thrane G., Murphy M.A., Sunnerhagen K.S.* Recovery of kinematic arm function in well-performing people with subacute stroke: a longitudinal cohort study // *J. Neuro. Eng. Rehabil.* 2018. V. 15. P. 67.

The Friendly Movements of the Shoulder Joints and Trunk in Healthy Subjects

S. N. Kaurkin^{a, b, c, *}, D. V. Skvortsov^{a, b}, G. E. Ivanova^{b, c}

^a*Federal Research and Clinical Center of Specialized Medical Care and Medical Technologies, Federal Biomedical Agency of the Russian Federation, Moscow, Russia*

^b*Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia*

^c*Federal Center for Cerebrovascular Pathology and Stroke, Moscow, Russia*

*E-mail: kaurkins@bk.ru

The trunk, or the torso, is the central part of body in the anatomic relation and plays an important role in pose stabilization, maintenance of balance in daily and household activities and in the maintenance of controlled movements of the upper limb during task performance. Registration of standard amplitude parameters of conjugate movements of shoulder joints and trunk in a sitting position in healthy subjects can be an important reference point for the recovery of patients with hemiparesis during the acute period of first hemispheric stroke. The study included 25 healthy subjects (11 women, 14 men; middle age: 52.9 ± 11.0 years). We examined the kinematics of conjugate movements in shoulder joints and trunks in a sitting position with the help of inertial sensors recording the movement in three mutually perpendicular planes. We observed specific patterns in the shoulder joints movements and deviations of the trunk in three mutually perpendicular planes. The movement of flexing in each arm is separately characterized by authentically smaller auxiliary movement of the trunk, and the movements of abduction and rotation of each hand separately are characterized by the bigger amplitude of trunk deviation. Trunk involvement becomes a part of the general strategy for achieving the goal of movement in the upper extremity, an important element of balance and a stabilizing component. The method for recording conjugate movements in shoulder joints and trunks in a sitting position can be of interest for the medical and scientific institutions which perform motor rehabilitation.

Keywords: trunk, kinematics of movements, conjugate movements, shoulder joints, balance.