

Л. А. Удочкина¹, О. И. Воронцова⁴, И. Г. Мазин⁴, Л. А. Гончарова², А. Х. Ахминеева³

КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ДВИЖЕНИЯ В ПЛЕЧЕВОМ СУСТАВЕ ПРИ НОРМАЛЬНОЙ ХОДЬБЕ ЧЕЛОВЕКА

¹ Кафедра анатомии (зав. — доц. Л. А. Удочкина), ² кафедра детской хирургии (зав. — проф. А. А. Жидовинов), ³ кафедра профилактической медицины и здорового образа жизни (зав. — доц. А. Х. Ахминеева), ФГБОУ ВО «Астраханский государственный медицинский университет» Минздрава РФ; ⁴ Инновационно-технологический центр по созданию мультимедиа-контента (руков. — доц. О. И. Воронцова), ФГБОУ ВО «Астраханский государственный университет»

Цель — определение кинематических параметров плечевого сустава при нормальной ходьбе человека.

Материал и методы. На программно-аппаратном комплексе по захвату и анализу движений Visop проведено обследование 10 отобранных мужчин с показателями симметрии движения верхних конечностей, близкими к абсолютным.

Результаты. Получены количественные показатели кинематических параметров движений в плечевом суставе в цикле переноса рук при ходьбе. Сгибание—разгибание и отведение верхней конечности в процессе шагового цикла носят симметричный характер, совпадая с минимальными значениями внутренней ротации только в середине цикла. Раскачивание рук при ходьбе условно можно сравнить с движением маятника с центром в плечевом суставе, амплитуда движения которого составляет $24,6 \pm 2,4^\circ$.

Выводы. Полученные данные имеют эталонное значение и позволяют проводить сравнительный анализ движений верхних конечностей пациентов с нарушениями локомоции рук, а также использовать их в протезировании и робототехнике.

Ключевые слова: плечевой сустав, цикл движения рук, ходьба, кинематические параметры

До недавнего времени метод наблюдения был основной причиной, ограничивающей возможности клиницистов в изучении походки человека. Это происходило из-за отсутствия научно обоснованных, объективных и эффективных способов измерения его двигательной функции. Внедрение инструментальных средств анализа походки в клиническую практику проходило медленно. Значительные успехи были достигнуты лишь в последние десятилетия XX в. в результате развития компьютерных систем, появления мощных аппаратно-программных комплексов, основанных на технологии захвата движения человека и современного электромиографического оборудования. С тех пор инструментальный анализ движения значительно способствовал пониманию механизмов нормальной и патологической походки при ортопедических и неврологических заболеваниях, позволил диагностировать нарушение функции опорно-двигательного аппарата на ранних стадиях при отсутствии клинической симптоматики и объективно оценивать степень восстановления функции после проведенных лечебных и реабилитационных мероприятий [2].

В ортопедии нарушения походки человека связывались в основном с патологическими процессами в нижних конечностях, тазе и позвоночнике. В неврологической практике изменения походки носили общий описательный, образный характер (утиная походка, степпаж и т. д.). Тем не менее, в последнее время начали появляться исследования кинематики движения рук при ходьбе [4, 8–10]. Вместе с тем, анализ движения рук в процессе походки инструментальными методами представляет собой мало изученную область. Это связано, прежде всего, с тем, что исследования в большинстве своем были посвящены изучению состояния опорной, рессорной и двигательной функций пассивной части опорно-двигательного аппарата и работе скелетных мышц при травматических состояниях нижних конечностей, таза и позвоночника. В последнее время появились работы, результат которых заставляет по-новому взглянуть на роль верхних конечностей в процессе ходьбы, так как движение рук оказывает непосредственное влияние на ходьбу человека. Было выдвинуто несколько гипотез о влиянии раскачивания рук на такие важные параметры ходьбы,

Сведения об авторах:

Удочкина Лариса Альбертовна (e-mail: udochkin-lk@mail.ru), кафедра анатомии, Гончарова Людмила Анатольевна (e-mail: sanomed@rambler.ru), кафедра детской хирургии, Ахминеева Азиза Халиловна (e-mail: aaziza@mail.ru), кафедра профилактической медицины и здорового образа жизни, ФГБОУ ВО «Астраханский государственный медицинский университет» Минздрава РФ, 414000, г. Астрахань, ул. Бакинская, 121

Воронцова Ольга Ивановна (e-mail: aspvovorontsova@gmail.com), Мазин Игорь Геннадьевич (e-mail: igmazin@yandex.ru), Инновационно-технологический центр по созданию мультимедиа-контента, ФГБОУ ВО «Астраханский государственный университет», 414056, г. Астрахань, ул. Татищева, 20а

как вертикальное перемещение центра масс [7], стабильность ходьбы [6], снижение моментов реакции опоры [12]. Кроме того, описаны конкретные формы и характер нарушения движений верхних конечностей при таких заболеваниях, как паркинсонизм, атетоз, рассеянный склероз, эссенциальный тремор, остеохондроз грудного отдела позвоночника, остеохондропатия позвоночника, параличи периферических нервов и др. [2, 5]. Таким образом, движения рук являются важным звеном в локомоции ходьбы человека.

Биомеханическое исследование движения рук при нормальной ходьбе человека с использованием системы захвата и анализа движения может дать результаты, которые станут эталонной базой данных для диагностирования и оценки результатов лечения различных заболеваний.

Целью настоящей работы является исследование кинематических параметров плечевого сустава при нормальной ходьбе человека.

Материал и методы. Исследование было проведено в лаборатории по изучению биомеханики движений человека Астраханского государственного университета. Лаборатория располагает программно-аппаратным комплек-

сом Vicon (Vicon, Великобритания), предназначенным для захвата и анализа движений. Во время проведения исследования использовались 10 цифровых инфракрасных камер Vicon T40 (Vicon, Великобритания), видеокамера Bonita 720 (Vicon, Великобритания), стабилметрическая платформа AMTI (AccuGaitACG, США), цифровой мультиплексный коммутатор Vicon Giganet Lab (Vicon, Великобритания). Программное обеспечение: Vicon Nexus, Vicon Polygon. Анализ полученных данных проводили с использованием разработанного нами цикла перемещения верхних конечностей в шаговом цикле человека [1].

На проведение исследования получено разрешение этического комитета Астраханского ГМУ (протокол № 4 от 21.11.2016 г.). В нем приняли участие 45 мужчин в возрасте от 18 до 25 лет без визуально определяемой асимметрии движения верхних конечностей при ходьбе, врачебное обследование которых не выявило отклонений в состоянии здоровья. Однако в процессе исследований была установлена значительная асимметрия локомоции рук, определение которой стало возможным при помощи системы захвата движений. В результате из 45 обследуемых в группу были отобраны 10 человек с показателями симметрии, близкой к абсолютной. В среднем длина тела обследуемых составила $174 \pm 1,3$ см, масса тела — $68,0 \pm 1,8$ кг.

Обследование осуществляли в одно и то же время суток, при одинаковых значениях света, шума и температуры окружающей среды. Все испытуемые выполняли прохождение дистанции длиной 8 м по семь раз по прямой линии с одинаковой скоростью. Для захвата движений использовали скелетную модель Plug-in Gait Full body, состоящую из 40 пассивных светоотражающих маркеров. Анализировали кинематические параметры плечевого сустава. Захват движений производился программным обеспечением Vicon Nexus, построение 3-мерной скелетной модели обследуемых и отображение значений параметров в виде графиков — в программном обеспечении Vicon Polygon.

Способ измерения объема движений в суставах при использовании оптико-электронных систем захвата движений отличается от способов, принятых в клинической практике. Различие состоит в том, что измеряется не максимальный активный и пассивный объем движений в суставе, как это принято при первичном обследовании больного, а фиксируются активные угловые перемещения конечности в динамическом состоянии. Основной принцип расчета угловых перемещений состоит в анализе соотношения оси конечности и оси тела человека. Рассмотрим подробно используемую при проведении исследований скелетную модель человека (рис. 1).

Использованы следующие обозначения маркеров:

LSHO — маркер левого плеча А (размещается на уровне акромиально-ключичного сочленения);

LELB — маркер левого локтя (размещается на уровне латерального надмыщелка плечевой кости);

LUPA — маркер левого плеча Б (размещается на плече между маркерами локтя и маркером плеча);

LWRA — маркер запястья А (размещается на уровне левого лучезапястного сустава со стороны большого пальца);

LWRB — маркер запястья Б (размещается на уровне левого лучезапястного сустава со стороны мизинца);

LFRA — маркер левого предплечья (размещается на предплечье между лучезапястным локтевым суставом);

LFIN — пальцы левой кисти (размещены на тыльной стороне кисти чуть ниже головки II пястной кости).

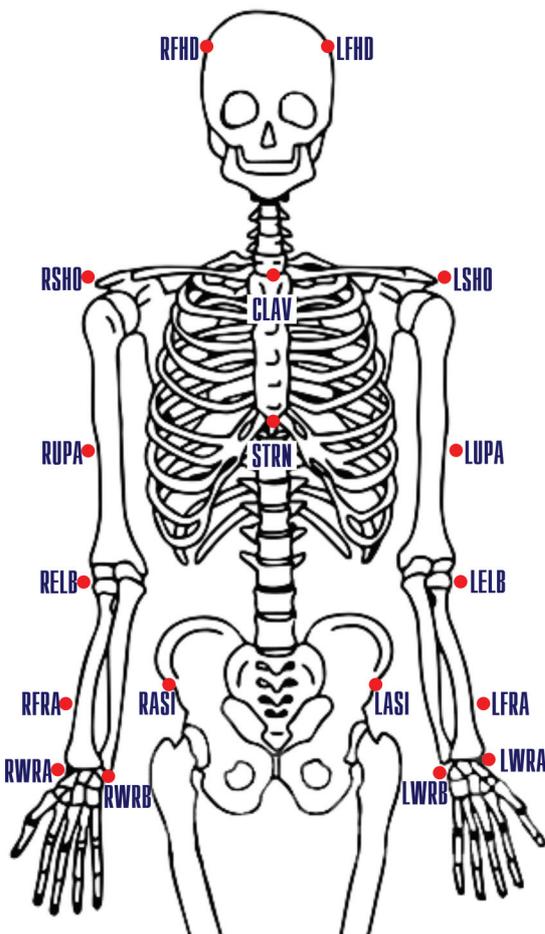


Рис. 1. Положение маркеров на верхней части тела в соответствии с моделью Plug-InGait (вид спереди)

Аналогичные маркеры расположены на правой верхней конечности.

Основой исследования является цикл переноса рук в процессе ходьбы. Он состоит из двух фаз: фазы переноса руки вперед и фазы переноса руки назад, занимающих по 50% времени цикла. Каждая фаза состоит из одного периода подъема и одного периода падения руки продолжительностью по 25% времени цикла. Границами между фазами и периодами являются моменты занятия конечностью крайних положений (заднего верхнего и переднего верхнего), а также двух моментов симметрии рук.

Рассматривали движения вокруг следующих осей: фронтальной (сгибание и разгибание). При этом, сгибание соответствует движению руки вперед (угол имеет положительное значение), разгибание — движению руки назад от вертикального положения (угол имеет отрицательное значение). При движении руки вокруг вертикальной оси положительное значение угла соответствует ротации внутрь (пронации). При движении руки вокруг сагиттальной оси в плечевом суставе положительное значение угла соответствует приведению верхней конечности.

Все полученные данные подвергали статистической обработке методами вариационной статистики. С использованием методики Шапиро—Уилкса констатировано, что распределение описываемых признаков было нормальным или близким к нормальному. Степень точности исследования определена вероятностью безошибочного прогноза, меньшим или равным 0,95%; уровнем значимости $p \leq 0,05$; использован критерий Стьюдента χ^2 . В работе применяли пакет Microsoft Excel.

Результаты исследования. Графический анализ движений верхней конечности в плечевом суставе в процессе шагового цикла показал, что сгибание и разгибание имеет вид синусоиды, характеризующейся одной «аркой» сгибания и двумя антифазными «арками» разгибания (рис. 2). В начале фазы переноса конечности вперед угол разгибания плеча составляет $21,7 \pm 2,7^\circ$, совпадая с моментом ее крайнего заднего положения и начальным контактом лидирующей ипсилатеральной конечности с опорой, что соответствует ини-

циации шагового цикла. В течение периода падения фазы переноса верхней конечности вперед значения угла разгибания плеча уменьшаются до нуля в момент симметрии рук. Затем этот угол приобретает положительные значения, характеризующие сгибание в плечевом суставе, и достигает максимума ($7,0 \pm 1,4^\circ$) в момент крайнего переднего положения конечности. С этой точки начинается фаза переноса руки назад, когда наблюдается уменьшение угла сгибания в период падения до момента симметрии рук, переходящее в разгибание, которое достигает своего максимального значения ($-23,1 \pm 3,4^\circ$) в момент крайнего заднего положения конечности.

Динамика угловых перемещений плеча вокруг фронтальной оси носит неравномерный характер. В фазе переноса конечности вперед время достижения крайнего переднего положения плеча меньше (45,0%), чем время занятия им крайнего заднего положения (55,0%). Таким образом, соотношение фаз переноса конечностей вперед и назад характеризуется увеличением времени фазы переноса назад на 10,0%.

Амплитуда разгибания в плечевом суставе ($19,9 \pm 2,4^\circ$) существенно превышает амплитуду сгибания ($4,7 \pm 0,7^\circ$). Общая амплитуда движений вокруг фронтальной оси в этом суставе в цикле переноса рук составляет $24,6 \pm 3,4^\circ$. Из графика видно, что максимальное разгибание плеча соответствует занятию конечностью крайнего заднего

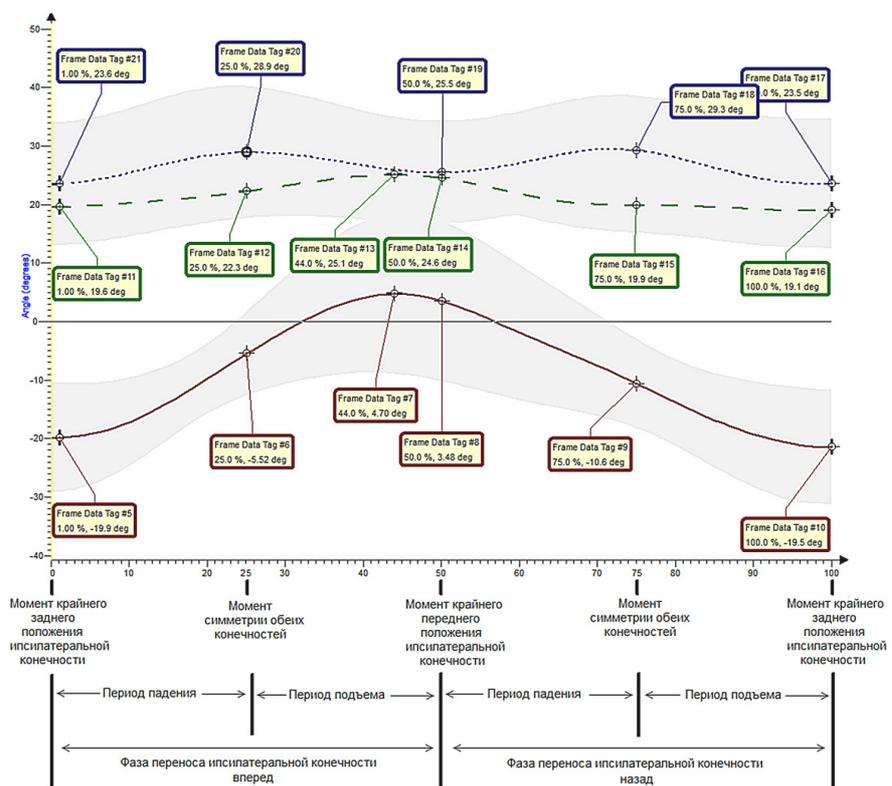


Рис. 2. Движение в плечевом суставе в цикле переноса рук в процессе шагового цикла (скриншот).

Штриховой пунктир — приведение/отведение; непрерывная линия — разгибание/сгибание; точечный пунктир — ротация. По оси абсцисс — время цикла переноса рук (%); по оси ординат — угол сгибания плечевого сустава ($^\circ$)

положения (1,0% времени цикла перемещения рук), максимальное сгибание в плечевом суставе наступает в точке 45,0% времени цикла, что на 5,0% раньше, чем занятие верхней конечностью крайнего переднего положения (50,0% времени цикла перемещения рук). В целом, сгибание плеча в одноименном суставе длится с середины периода подъема фазы переноса вперед до середины периода падения фазы переноса назад и составляет около 30,0% времени цикла переноса рук. Остальные 70,0% времени приходятся на разгибание конечности в плечевом суставе (см. рис. 2).

Движения верхней конечности во время ходьбы осуществляются в состоянии её приведения в плечевом суставе. Максимальное значение приведения составляет $25,1 \pm 2,2^\circ$ (44,0% времени цикла переноса рук) и соответствует моменту крайнего переднего положения конечности и практически совпадает с наибольшим сгибанием ее в плечевом суставе ($46,6\%$ времени цикла переноса рук). Минимальное приведение плеча совпадает с моментами крайнего заднего положения конечности, характеризующимися наибольшим разгибанием в плечевом суставе, и составляет $19,0 \pm 1,3^\circ$ (в точках 0% и 100% времени цикла переноса рук). Амплитуда движений конечности в плечевом суставе вокруг сагиттальной оси составляет в среднем $6,44 \pm 0,20^\circ$. Это перемещение по времени достижений максимальных и минимальных значений угла отведения синхронизировано с движением плеча вокруг фронтальной оси (сгибание — разгибание).

В цикле переноса рук наблюдается волнообразное изменение угла ротации. Уменьшение внутренней ротации выявлено в начале и конце цикла ($23,6 \pm 2,4^\circ$ в точке 0% и $23,5 \pm 2,2^\circ$ в точке 100%), а также на отметке 50,0% времени цикла переноса рук ($25,5 \pm 3,9^\circ$). В каждой фазе цикла в плечевом суставе отмечается увеличение угла внутренней ротации, соответствующее моменту занятия верхними конечностями симметричного положения (в точке 27,5% — $28,9 \pm 1,7^\circ$ и в точке 72,5% — $29,3 \pm 1,3^\circ$). Общая амплитуда ротационных движений в плечевом суставе в цикле переноса рук составляет в среднем $4,57 \pm 0,10^\circ$.

Обсуждение полученных данных. Проведенное исследование позволило получить объективную картину кинематических характеристик работы плечевого сустава у здоровых людей во время ходьбы. Ряд авторов, описывая взаимосвязь раскачивания рук при ходьбе со стабильностью походки [10], указывают на существенную роль плечевого сустава в этом процессе.

Движения плеча, являющегося проксимальным звеном свободной верхней конечности, дают

динамический импульс расположенным ниже отделам конечности. Для описания двигательного акта рук в цикле шага используют характеристики колебательных движений физического маятника [1]. Как известно, маятник, совершая колебания, проходит три основных момента или события. Ими являются два крайних положения груза маятника и одно его нейтральное положение, когда ось нити маятника находится на одной линии с осью гравитации.

В цикле переноса рук в плечевом суставе верхняя конечность осуществляет циклические движения сгибание и разгибание, постоянно находясь в состоянии приведения и внутренней ротации, выраженность которых меняется в зависимости от моментов, периодов и фаз цикла.

В литературе представлено несколько механизмов этих перемещений. Движение рук рассматривается как следствие пассивного механического связывания с движениями ног через движения туловища, служащего для сохранения равновесия во время ходьбы [3]. Чрезвычайно важен, на наш взгляд, другой механизм — мышечный контроль движений верхних конечностей [11]. Исследования показали, что ходьба человека с фиксацией рук, исключающей их движения, значительно увеличивает вертикальные перемещения центра масс, что является основным механизмом снижения энергетической стоимости локомоции [10]. Движения верхних конечностей являются своеобразными массивными амортизаторами, призванными минимизировать вертикальные перемещения головы в сагиттальной плоскости [6].

Полученные данные о разнонаправленных движениях рук, характеризующихся изменениями кинематических профилей правого и левого плечевых суставов в зависимости от фазы переноса рук вперед или назад, можно объяснить воздействием на биомеханические параметры ходьбы, что согласуется с данными, приведенными рядом исследователей [4].

Мы полагаем, что результаты анализа функции здорового плечевого сустава могут оказаться полезными для клиницистов при оценке состояния пациента.

Таким образом, проведенное исследование показало, что в цикле переноса рук по временным параметрам и значениям угловых перемещений в плечевом суставе доминирует функция разгибания над функцией сгибания. В цикле переноса рук верхняя конечность осуществляет сгибание и разгибание, постоянно находясь в состоянии приведения и внутренней ротации, выраженность которых меняется в зависимости от моментов,

периодов и фаз цикла. Динамика изменений значений углов сгибания—разгибания и приведения в течение цикла симметрична. Ротационные движения в плечевом суставе носят волнообразный характер с минимальными показателями в моментах крайнего переднего и заднего положений конечностей и максимальными — в моменты их симметрии.

В течение цикла переноса рук максимальное сгибание сопровождается максимальным приведением и минимальной ротацией, а максимальное разгибание — минимальным приведением и минимальной ротацией. Получены количественные показатели кинематических параметров движений в плечевом суставе в цикле переноса рук при ходьбе. Эти данные имеют эталонное значение и позволяют проводить сравнительный анализ движений верхних конечностей у пациентов, имеющих нарушения локомоции рук, с движением рук здоровых людей, а также использовать их в протезировании и робототехнике при создании антропоморфных механизмов.

Вклад авторов:

Концепция и дизайн исследования: О.И.В., Л.А.У.

Сбор и обработка материала: И.Г.М.

Статистическая обработка данных: И.Г.М.

Анализ и интерпретация данных: Л.А.У., Л.А.Г., А.Х.А.

Написание текста: О.И.В., Л.А.У.

Авторы сообщают об отсутствии в статье конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Воронцова О.И., Удочкина Л.А., Мазин И.Г., Гончарова Л.А. Цикл движения верхних конечностей при нормальной ходьбе человека // Мед. вестн. Башкортостана. Науч.-практ. журн. 2016. Т. 11, № 6 (66). С. 53–58 [Vorontsova O.I., Udochkina L.A., Mazin I.G., Goncharova L.A. The cycle of upper extremities motion in normal walking of a man // Meditsinskii vestnik Bashkortostana. Nauchno-prakticheskii zhurnal. 2016. Vol. 11, № 6 (66). P. 53–58. In Russ.].
2. Скворцов Д.В. Клинико-биомеханический анализ патологической походки посредством аппаратно-программного комплекса: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 1997 [Skvortsov D.V. Clinical-biomechanical analysis of pathological gait through the hardware-software complex: Abstract of Cand. Med. Sci. Dissertation.. Moscow, 1997. In Russ.].
3. Bruijn S.M., Meijer O.G., Beek P.J., van Dieen J.H. The effects of arm swing on human gait stability // J. Exp. Biol. 2010. Vol. 213. P. 3945–3952. doi:10.1242/jeb.045112
4. Bruijn S.M., Meyns P., Jonkers I. et al. Control of angular momentum during walking in children with cerebral palsy // Res. Dev. Disabil. 2011. Vol. 32, № 6. P. 2860–2866. doi:10.1016/j.ridd.2011.05.019
5. Ford M., Wagenaar R., Newell K. Arm constraint and walking in healthy adults // Gait Posture. 2007. Vol. 26, № 1. P. 135–141. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.08.008
6. Nanhoe-Mahabier W., Snijders A.H., Delval A. et al. Walking patterns in Parkinson's disease with and without freezing of gait // Neuroscience. 2011. Vol. 182. P. 217–224. doi:10.1016/j.neuroscience.2011.02.061
7. Ortega J.D., Fehlman L.A., Farley C.T. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking // J. Biomech. 2008. Vol. 41. P. 3303–3308. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.039
8. Rietdyk S. Anticipatory locomotor adjustments of the trail limb during surface accommodation // J. Gait Posture. 2006. Vol. 23. P. 268–272. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.03.006
9. Stephenson J.L., Lamontagne A., De Serres S.J. The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals // Gait and Posture. 2009. Vol. 29. P. 11–16. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.05.013
10. Steven H., Collins K., Peter G. et al. Dynamic arm swinging in human walking // Proc. Roy. Soc. Biol. Sci. 2009. Vol. 276. P. 3679–3688. doi:10.1098/rspb.2009.0664
11. Umberger B.R. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking // J. Biomech. 2008. Vol. 41. P. 2575–2580. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.024
12. Van der Krogt M.M., Doorenbosch C.A., Becher J.G., Harlaar B.J. Walking speed modifies spasticity effects in gastrocnemius and soleus in cerebral palsy gait // J. Clin. Biomech. 2009. Vol. 24. P. 422–428. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.02.006

Поступила в редакцию 20.03.2017
Получена после доработки 21.04.2017

KINEMATIC PARAMETERS OF MOTION IN THE SHOULDER JOINT DURING NORMAL WALKING OF PEOPLE

Udochkina L.A.¹, Vorontsova O.I.⁴, Mazin I.G.⁴,
Goncharova L.A.², Akhmineyeva A.Kh.³

Objective — to study the kinematic parameters of the shoulder joint during normal walking in man.

Material and methods. Using the Vicon hardware-software complex for the capture and analysis of movement, 10 selected males with the indicators of the symmetry of the motion of the upper extremities, close to absolute, were examined.

Results. Quantitative values of kinematic parameters of movements in the shoulder joint in the cycle of arm transfer during walking were obtained. The flexion-extension and the retraction of the upper limb during the stepping cycle were symmetrical, coinciding with the minimum values of internal rotation only in the middle of the cycle. The hands sway during walking can be conditionally compared with the motion of a pendulum centered in the shoulder joint, with the amplitude of movement equal to $24.6 \pm 2.4^\circ$.

Conclusions. The data obtained have a reference value and allow to perform a comparative analysis of movements of the upper limbs of patients with impaired locomotion of hands, and also to use them in prosthetics and robotics.

Key words: shoulder joint, cycle of arm movement, walking, kinematic parameters

¹ Department of Anatomy, ² Department of Pediatric Surgery, ³ Department of Preventive Medicine and Healthy Lifestyle, Astrakhan State Medical University, 121 Bakinskaya St, 414000 Astrakhan; ⁴Innovation and Technology Center for Multimedia Content Development, Astrakhan State University, 20a Tatisheva St., 414056