

**СТРУКТУРА ШАГОВОГО ЦИКЛА ПО ДАННЫМ АНАЛИЗА КИНЕТИЧЕСКИХ
И КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ ЧЕЛОВЕКА**

О.И. ВОРОНЦОВА, М.В. ЛОЗОВСКАЯ

*ФГБОУ ВО «Астраханский государственный университет»,
ул. Татищева 20а, г. Астрахань, 414056, Россия, e-mail: aspovorontsova@gmail.ru*

Аннотация. В статье дано описание значения клинического анализа походки в медицинской практике. Обозначены проблемы, негативно влияющие на развитие отечественного клинического анализа походки. Дано определение походки, шагового цикла и его основных пространственно-временных характеристик. В статье также рассмотрен вопрос изучения структуры шагового цикла походки человека с применением методики захвата и анализа движения на аппаратно-программном комплексе *Vicon*. Применен метод совмещения данных, полученных при помощи системы захвата движения, и 3D моделирования походки человека, с параметрами вертикальной составляющей силы реакции опоры и скоростью движения нижних конечностей. На основе видеоанализа походки группы испытуемых, состоящей из 30 условно здоровых людей в возрасте 20-25 лет, данных кинематических и кинетических показателей раскрыта внутренняя архитектура шагового цикла, описана его структура. Выделены события, периоды, стадии и фазы шагового цикла. Определены временные границы и длительность каждой фазы цикла походки. Предложена терминологическая база, дающая возможность единого подхода к анализу походки человека всеми исследователями, независимо от их профессиональной принадлежности.

Ключевые слова: походка человека, шаговый цикл, система захвата движения, фаза шагового цикла, период шагового цикла, стадии шагового цикла, сила реакции опоры.

STRUCTURE OF GAIT CYCLE BASED ON KINETIC AND KINEMATICAL PARAMETERS

O.I. VORONTCOVA, M.V. LOZOVSKAYA

Astrakhan State University, Tatishev str., 20a, Astrakhan, 414056, Russia, e-mail: aspovorontsova@gmail.ru.

Abstract: The article describes the importance of clinical gait analysis in medical practice. The problems negatively influencing the development of the Russian clinical analysis of the gait are indicated. The definition of gait, gait cycle and its basic space-time characteristics is given. The article presents the structure of the human gait cycle created by the method of motion capturing and analyzing of movement on hardware and computer *Vicon* complex. The authors used the method of combining motion capture and 3D modeling of human gait with vertical component of the floor reaction force and lower limb movement speed. Based on gait video analysis of group of subjects, consist of 30 conditionally healthy people 20-25 years old, kinematical and kinetic parameters revealed the internal architecture of the gait cycle, its structure. It was found event periods, phase and stage of gait cycle, their time limits and duration. The authors proposed a terminological database, enabling a unified approach to the analysis of human gait by all researchers, regardless of their professional affiliations.

Key words: human gait, gait cycle, the system of motion capture, phase of gait cycle, period of gait cycle, stage of gait cycle, the floor reaction force.

Изучение биомеханики передвижения человека дает обширный материал для понимания физиологических и нервных процессов, определяющих функционирование системы управления локомоциями. За несколько прошедших десятилетий технологический прорыв в биоинженерии дал возможность регистрации и анализа многих процессов происходящих во время движения человека, таких как: определение углов движения, угловой скорости и углового ускорения суставов, перемещение центра масс и точки давления, скоростных параметров перемещения сегментов тела (кинематический анализ), мощности, силы и моменты сил суставов (кинетический анализ), определение степени активности мышц, участвующих в локомоции (ЭМГ) и уровня потребления и расходования энергии. Такие возможности позволяют поднять на качественно новый уровень исследования в области анализа древнейшей локомоции человека – походки. Анализ походки используется сегодня в клинических целях для постановки диагноза заболеваний, сопровождающихся нарушением двигательной функции, определения плана лечебных мероприятий и контроля динамики лечебного процесса, оценки результата лечения и реабилитации.

Это стало возможным только с появлением современных аппаратно-программных комплексов способных провести регистрацию и анализ кинетических, кинематических параметров походки человека.

Примером могут служить системы регистрации и анализа биомеханических данных *Vicon, Elite, Motionanalysiscorporation*, МБН и ряд других. Но существование и наличие подобных систем не является залогом их эффективного применения в практике клинического анализа движений. Это становится возможным только при условии наличия подготовленных специалистов в области клинической биомеханики и в частности исследования нормальной и патологической походки. Другим важным фактором является базовая подготовка врачей клиницистов в области изучения походки человека и понимание необходимости применения ее анализа в клинической практике. [3].

Начиная с 60-х годов XX века, за рубежом исследование походки человека в клинических целях переживает бурный рост и развитие. Собран огромный материал, опубликованы современные руководства, созданы специализированные периодические издания, публикующие последние достижения в области анализа движений человека. Исследованию нормальной и патологической походки были посвящены классические труды зарубежных ученых *D. Winter* [9], *G. Perry* [7,], *M. Whittle* [10], *B. Toro* [5], *J. Pedotti* [6], которые легли в основу современных исследований. В России анализу передвижения человека посвящены работы Н.А. Бернштейна [1], А.С. Витензона [2], Д.В. Скворцова [4] и ряда других ученых. Высоко оценивая результаты исследований отечественных авторов нормальной и патологической походки, следует отметить отсутствие работ, посвященных изучению структуры цикла нормальной походки, опирающихся на анализ объективных показателей. А, следовательно, отсутствует единый подход к терминологии анализа, а также лингвистическая неоднородность при описании исследований.

Походка – изменение ходьбы человека под влиянием воздействия факторов внешней и внутренней среды, придающих ходьбе индивидуальный стиль [8]. Походка человека носит циклический характер и это означает, что, проанализировав один цикл, мы получаем информацию, характеризующую всю локомоцию в целом. Следовательно, прежде всего, необходимо выделить цикл походки как объект исследования. Выделению цикла поможет анализ событий – повторяющихся положений обеих ног в процессе походки. Циклом походки является временной интервал между двумя последовательными моментами одного повторяющегося события в процессе походки. Таким событием считается момент касания ноги поверхности опоры. Эта нога носит название лидирующая нога или ипсилатеральная (как правило правая), в то время как другая нога – контралатеральная. Временной интервал между двумя последовательными касаниями лидирующей ноги опоры, выраженный в секундах, является циклом походки. Цикл походки ограничен двумя событиями: начальный контакт лидирующей ноги с опорой и конечный контакт лидирующей ноги с опорой. Пространственный интервал между этими событиями – длина шага (м). Он состоит из двух полушагов – левого и правого. Длина полушага – это расстояние от одного события совершаемого ногой до того же события, которое будет выполнено другой ногой, например, от начального контакта ипсилатеральной ноги до начального контакта контралатеральной ноги.

Цель исследования – попытка раскрыть внутреннюю структуру походки человека, опираясь на ее количественные параметры, а также разработка терминологической базы для ее описания.

Материалы и методы исследования. Исследование было проведено в Лаборатории по исследованию биомеханики движений человека Астраханского государственного университета по разработанной методике проведения исследования [3]. Для изучения структуры шагового цикла нами было проведено исследование походки 30 человек в возрасте 20-25 лет, условно здоровых. При формировании группы учитывали схожесть антропометрического профиля – рост, вес, длина нижних конечностей. Инструментальной базой исследования стала система захвата и анализа движений английской фирмы *Vicon* (цифровые инфракрасные камеры *ViconT40* – 10 шт., видеокамеры *Viconbonita 720* – 2шт., динамометрическая платформа *AMTI* – 2 шт., программное обеспечение *ViconNexus, ViconPolygon*). При проведении исследования использовалась скелетная модель *FullBodyPluginGate (URM-FRM)*, состоящая из 40 светоотражающих маркеров, расположенных в определенном порядке на теле человека. Испытуемому предлагалось выполнить серию шагов в естественном для него темпе по секциям динамометрической платформы. Для создания отчетов использовали программное обеспечение *ViconPolygon*. Для расчета коэффициента корреляции использовались статистические методы программы *MS Excel*, степень точности исследования определена вероятностью безошибочного прогноза меньшим или равным 0,95%, уровнем значимости $p \leq 0,05$.

Результаты и их обсуждение. Была поставлена задача – определить структуру цикла походки, основываясь на объективных показателях, кинематических и кинетических данных. В нашем исследовании предпринята попытка определить основные позиции нижних конечностей (события) в цикле походки для того, чтобы, используя их как опорные, сигнальные точки, построить структуру цикла походки. События цикла походки – фиксированное положение обеих конечностей, сопутствующее моментам изменения динамики объективных параметров цикла. С целью выявления событий были совмещены данные видеозахвата и 3D моделирования передвижения человека с кинематическими и кинетическими параметрами цикла походки для фиксации положений ног, совпадающих с моментами изменения динамики объективных параметров.

В цикле походки в зависимости от взаимоотношения конечности и опоры выделяют две фазы – фазу опоры конечности и фазу переноса конечности. Фаза опоры конечности – период времени, в течение которого только лидирующая нога находится в контакте с опорной поверхностью. Фаза переноса конечности – период времени, когда лидирующая нога не находится в контакте с опорной поверхностью. Рассмотрим более подробно каждую из фаз. При анализе фазы опоры за главный объективный показатель возьмем силу реакции опоры и, в частности, динамику ее вертикальной составляющей, как наиболее изученную. Анализ графика силы реакции опоры (рис. 1) в течение цикла походки и видеозахвата передвижения человека в сагиттальной плоскости показывает, что длительность фазы опоры в среднем продолжается от 0 до 60% времени цикла. Фаза переноса длится от 60 до 100 % времени цикла, что составляет 40% от всего времени цикла походки. Таким образом, длительность фазы опоры и фазы переноса в нормальном цикле походки составили соответственно 60 и 40%.

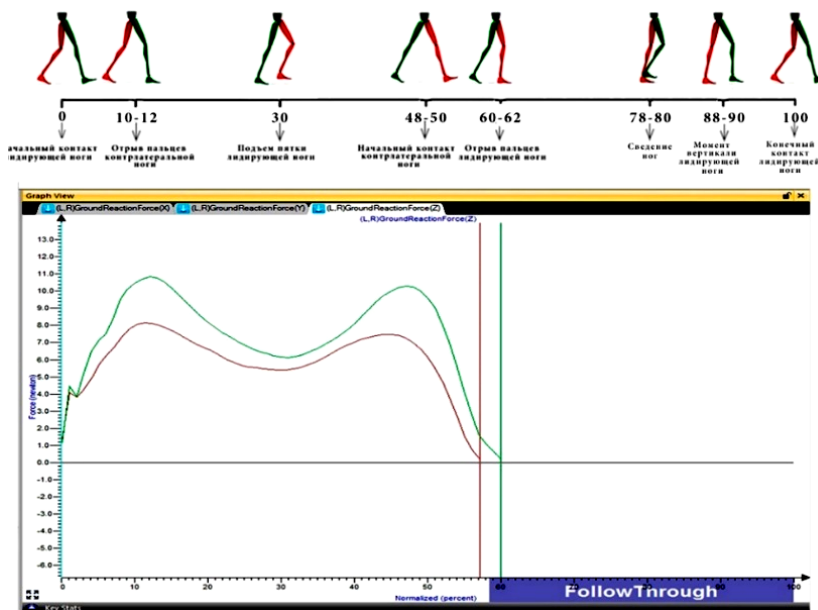


Рис. 1. Сила реакции опоры и события цикла походки по оси Z

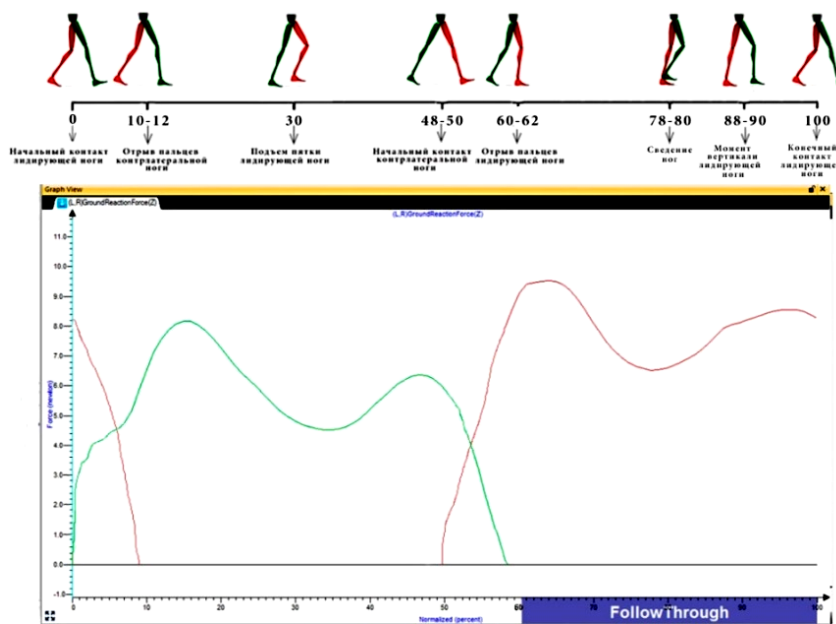


Рис. 2. Вертикальная составляющая силы реакции опоры правой и левой нижних конечностей в цикле походки

На основе проведенных исследований анализа динамики вертикальной составляющей силы реакции опоры, времени цикла походки, результатов видео захвата движения в сагиттальной плоскости можно выделить следующие события цикла, соответствующие основным моментам изменения динамики силы реакции опоры в фазе опоры конечности. Возникновение силы реакции начинается с 0% от времени цикла и соответствует событию – начальный контакт лидирующей ноги с опорной поверхностью. Первый максимальный пик приходится на 10-13% от времени цикла – соответствует событию отрыв пальцев контралатеральной стопы от опоры. Минимальный пик – 30 % от времени цикла, соответствует событию отрыв пятки лидирующей ноги от опоры. Второй максимальный пик приходится на 48-50 % от времени цикла, соответствует событию начальный контакт контралатеральной стопы с опорой. Исчезновение силы реакции опоры происходит на 60-62% от времени цикла, что соответствует событию отрыва пальцев лидирующей ноги от опоры. Соответственно, в фазе опоры конечности мы можем выделить пять основных событий.

Для определения стадий цикла походки проведен анализ временных закономерностей взаимоотношения вертикальной составляющей силы реакции опоры правой и левой нижних конечностей. Началом первой стадии – стадии двойной поддержки – является событие – начальный контакт лидирующей ноги с опорой, концом – событие отрыва пальцев контралатеральной ноги от опоры. Вторая стадия – стадия одиночной поддержки справа – начинается с события – начальный контакт контралатеральной ноги с опорой и заканчивается событием – отрыв пальцев лидирующей ноги от опоры (рис. 2).

Для подтверждения результатов исследования создавалась 3D модель испытуемых, с целью изучения положений конечностей, соответствующих изменению векторов вертикальной составляющей силы реакции опоры при прохождении по динамометрической платформе и использовалась диаграмма *Pedotti* (6). Она представляет собой последовательное отображение векторов с интервалами мощности, направлением и точками их приложения. Полученные результаты полностью совпали с результатами анализа графиков и видеоматериала (рис. 3).

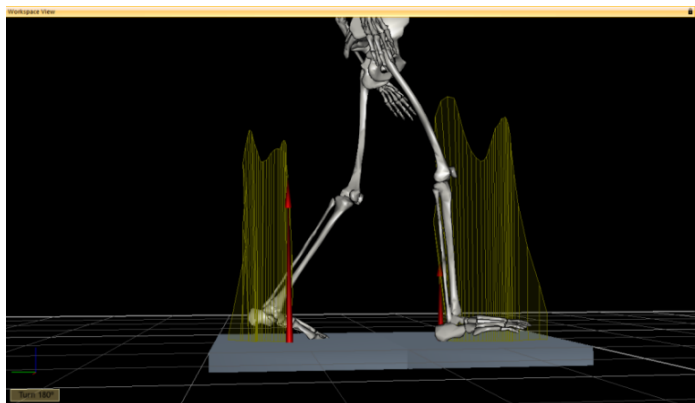


Рис. 3. Событие начальный контакт лидирующей ноги в сагиттальной плоскости

Вторая фаза цикла походки — это фаза переноса. При исследовании фазы переноса за основной объективный показатель была взята скорость перемещения пассивного светоотражающего маркера *RANK*, определяющего нахождение в пространстве латеральной лодыжки лидирующей ноги по оси *X* (рис. 4). В течение фазы выявлены два пика максимальных значений скорости перемещения и один минимальный пик.

Началом фазы переноса служит событие – отрыв пальцев лидирующей ноги от опоры, составляющий 60–62% от времени цикла, в котором мы наблюдаем полное исчезновение силы реакции опоры. Первый пик максимального значения скорости перемещения маркера *RANK* приходится на 78–80% от времени цикла и соответствует событию – сведение ног. Пик минимального значения приходится на 88–90% от времени цикла и соответствует событию – момент вертикали голени лидирующей ноги по отношению к опоре. Второй пик максимального значения приходится на 100% времени цикла и соответствует событию – конечный контакт лидирующей ноги с опорой.

Таким образом, мы можем построить структуру цикла походки, состоящую из событий, периодов, стадий и фаз (рис. 5).

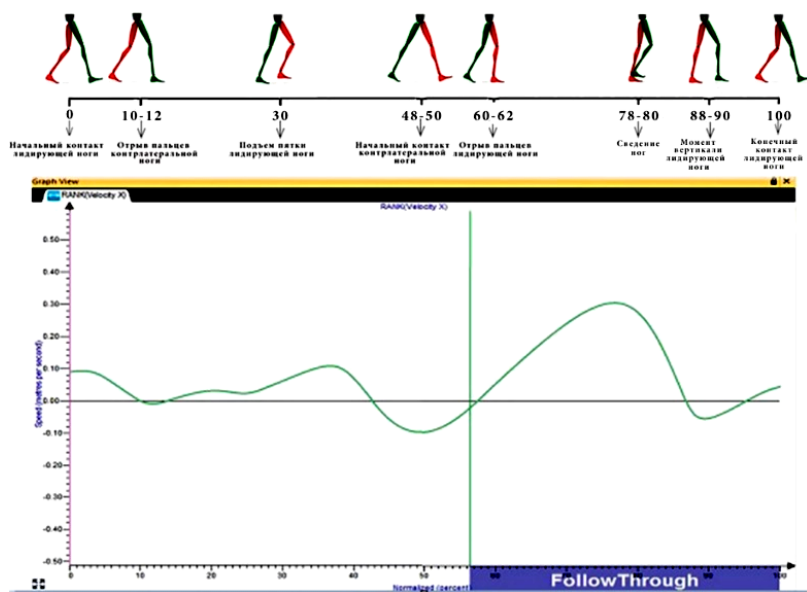


Рис. 4. Скорость перемещения пассивного светоотражающего маркера RANK

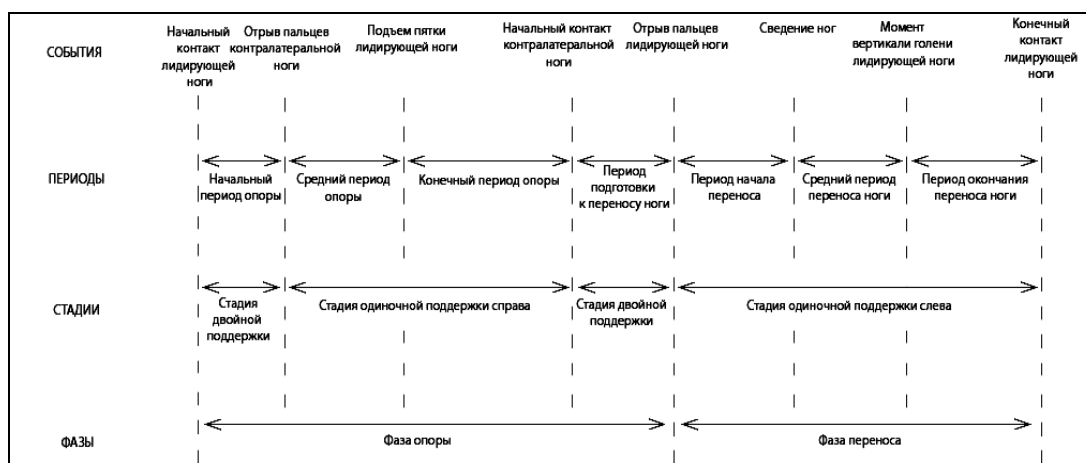


Рис. 5. Структура цикла походки

Минимальной единицей цикла походки являются *события* (время события выражено в процентах по отношению ко времени цикла походки): начальный контакт лидирующей ноги с опорой (0%), отрыв пальцев контралатеральной ноги от опоры (10–12%), подъем пятки лидирующей ноги (30%), начальный контакт контралатеральной ноги с опорой (48–50%), отрыв пальцев лидирующей ноги от опоры (60–62%), сведение ног (78–80%), момент вертикали голени лидирующей ноги (88–90%), конечный контакт лидирующей ноги с опорой (100%).

Исследование динамики параметров силы реакции опоры и скорости перемещения в течение времени цикла, их соотношения с событиями цикла походки, позволило выделить периодизацию фаз. Выделяют *четыре периода фазы опоры конечности*. *Начальный период опоры* – промежуток времени между начальным контактом лидирующей ноги с опорой и отрывом пальцев контралатеральной ноги от опоры, длится от 0% до 10–12% времени цикла, характеризуется быстрым ростом силы реакции опоры до достижения первого максимального пика в конце периода. *Средний период опоры* – промежуток времени между отрывом пальцев контралатеральной ноги от опоры и подъемом пятки лидирующей ноги длится с 10–12% до 30–32% от времени цикла. В течение этого времени наблюдается снижение силы реакции до минимального значения в конце периода. *Конечный период опоры* – промежуток времени от подъема пятки лидирующей ноги до начального контакта контралатеральной ноги с опорой, длится от 30–32% до 48–52% цикла. Происходит рост силы реакции опоры до второго максимального пика в конце периода. *Период подготовки к переносу ноги* – промежуток времени от начального контакта контралатеральной

ноги до отрыва пальцев лидирующей ноги от опоры, длится с 48–50% до 60–62% от времени цикла. Наблюдается быстрое снижение силы реакции опоры вплоть до ее исчезновения.

Также выделяют *три периода фазы переноса конечности*. *Период начала* переноса – промежуток времени между отрывом пальцев лидирующей ноги от опоры до сведения ног длится с 60–62% до 78–80% от времени цикла. Регистрируется рост скорости перемещения конечности до достижения первого максимального значения в конце периода. *Средний период* переноса ноги – промежуток времени между сведением ног и моментом вертикали голени лидирующей ноги длится от 78–80% до 88–90% от времени цикла. Наблюдается падение скорости перемещения до достижения минимального пика в конце периода. *Период окончания* переноса ноги – промежуток времени между моментом вертикали голени лидирующей ноги и конечным контактом лидирующей ноги, длится от 88–90% до 100% от времени цикла. Регистрируется увеличение скорости перемещения до достижения второго максимального пика в конце периода.

Исследование взаимосвязи силы реакции опоры правой и левой ног в течение всего цикла походки позволили выявить ее стадийность. Выделяют *4 стадии цикла походки*. *Первая* – стадия двойной опоры. Начинается с события начальный контакт лидирующей ноги с опорой и заканчивается событием отрыв пальцев контралатеральной ноги от опоры. Длится от 0 до 10–12% от времени цикла походки. Стадия одиночной опоры лидирующей ноги. Начинается с отрыва пальцев контралатеральной ноги от опоры и заканчивается начальным контактом контралатеральной ноги с опорой. Длится от 10–12% до 50 % от времени цикла. *Вторая стадия* двойной опоры. Начинается с начального контакта контралатеральной ноги с опорой и заканчивается отрывом пальцев лидирующей ноги от опоры. Длится с 49–50% до 60–62% времени цикла. *Стадия одиночной опоры* контралатеральной ноги. Начинается с отрыва пальцев лидирующей ноги до конечного контакта лидирующей ноги с опорой. Длится от 60–62% до 100% времени цикла.

Выводы. В результате проведенного исследования была построена структура цикла походки, выявлены события цикла походки, значимость которых подтверждена объективными показателями, такими как вертикальная составляющая силы реакции походки и скорость перемещения дистального отдела голени, определяемая по перемещению светоотражающего маркера, расположенного на латеральной лодыжке большеберцовой кости. Проведено исследование цикла походки с целью построения его структурной схемы, основываясь на событиях цикла, подтвержденных кинетическими и кинематическими параметрами.

Заключение. Применение разработанной структуры шагового цикла и его терминологической базы в исследованиях, посвященных клиническому анализу походки, позволит сделать первый шаг к конвенции между всеми участниками исследований в области понятийного аппарата, определяющего архитектуру объекта изучения.

Литература

1. Бернштейн Н.А. Физиология движений и активность / под ред. Газенко О.Г., М.: Наука, 1990. 494 с.
2. Витнезон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. М.: ООО «Зеркало-м», 1998. 273 с.
3. Воронцова О.И., Баранец М.С. Исследование динамики движений головы и центра давления человека в основной стойке с применением технологии motioncapture // Вестник новых медицинских технологий. 2016. Т. 23, №2. С. 120–125.
4. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки. Иваново: Изд-во НПСЦ «Стимул», 1996. 344 с.
5. Toro B., Nester C. A review of observation gait assessment in clinical practice // Physiotherapy theory and practice. 2003. №19. P. 137–149.
6. Pedotti J. Simple equipment used in clinical practice for the evaluation of locomotion // IEEE transactions on biomedical engineering. 1977. Vol. 24, № 5. P. 456–461.
7. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: Slack incorporated, 1993. 556 p.
8. Vorontcova O.I. Systematic approach in gait analysis. Proceedings of the 3rd European conference on biology and medical sciences (october 28, 2014). «East West» Association for advanced studies and higher education gmbh. Vienna, 2014. P. 150–156.
9. Winter D.A. The biomechanics and motor control of human gait. Waterloo biomechanics, 1991. 519 p.
10. Whittle M. Gait analysis an introduction. Force edition. Elsevier Ltd, 2007. 255 p.

References

1. Bernshteyn NA. Fiziologiya dvizheniy i aktivnost' [Physiology of movements and activity]. Pod red. Gazenko OG. Moscow: Nauka; 1990. Russian.

2. Vitnezon AS. Zakonomernosti normal'noy i patologicheskoy khod'by cheloveka [Patterns of normal and pathological walking rights]. Moscow: OOO «Zerkalo-m»; 1998. Russian.
3. Vorontsova OI, Baranets MS. Issledovanie dinamiki dvizheniy golovy i tsentra davleniya cheloveka v osnovnoy stoyke s primeneniem tekhnologii motioncapture [Investigation of the dynamics of head movements and the center of human pressure in the main rack with the use of technology motioncapture]. Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. 2016;23(2):120-5. Russian.
4. Skvortsov DV. Klinicheskiy analiz dvizheniy. Analiz pokhodki [Clinical analysis of movements. Analysis of gait]. Ivanovo: Izd-vo NPTs «Stimul»; 1996. Russian.
5. Toro B, Nester C. A review of observation gait assessment in clinical practice. Physiotherapy theory and practice. 2003;19:137-49.
6. Pedotti J. Simple equipment used in clinical practice for the evaluation of locomotion. IEEE transactions on biomedical engineering. 1977;24(5):456-61.
7. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: Slack incorporated; 1993.
8. Vorontsova OI. Systematic approach in gait analysis. Proceedings of the 3rd European conference on biology and medical sciences (October 28, 2014). «East West» Association for advanced studies and higher education gmbh. Vienna; 2014.
9. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait. Waterloo biomechanics; 1991.
10. Whittle M. Gait analysis an introduction. Force edition. Elsevier Ltd; 2007.

Библиографическая ссылка:

Воронцова О.И., Лозовская М.В. Структура шагового цикла по данным анализа кинетических и кинематических параметров походки человека // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2017. №3. Публикация 1-1. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2017-3/1-1.pdf> (дата обращения: 14.07.2017). DOI: 10.12737/article_5975a4870397c0.15031094.