

ИССЛЕДОВАНИЕ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ ХОДЬБЫ С ПОМОЩЬЮ ЛОКАЛЬНОЙ ВИДЕОРЕГИСТРАЦИИ

STUDY OF WALKING VARIABILITY USING LOCAL VIDEO RECORDING

Представлены методы и средства исследования временных параметров процесса ходьбы в лабораторных условиях на тредмиле. На основании данных, полученных с помощью видеорегистрации ходьбы с разной скоростью, показано уменьшение вариабельности длительности шага с ростом скорости ходьбы.

The article considers methods and tools for studying the timing parameters of the walking process in laboratory conditions on the treadmill. Based on the data obtained by the video recording, a decrease of the step variability with increasing of walking speed is shown.

Ключевые слова: ходьба, вариабельность, скорость.

Keywords: walking, variability, speed.

Введение. Известно, что ходьба является одной из самых распространенных форм физической активности. С незапамятных времен она была неотъемлемой частью жизни человека, способствовавшей его выживанию и эволюционному развитию. Произошедший в XX веке бурный рост промышленности привел к массовому появлению технических средств, изменивших структуру физической активности человека. Большинство людей использует индивидуальный или общественный транспорт для передвижения в пределах населенного пункта, оставляя ходьбу для локальных перемещений внутри здания, что особенно характерно для урбанизированного Севера [5].

Для исследования процесса ходьбы существует много методов, использующих кинематические характеристики: пройденный путь (в единицах длины или количестве шагов); скорость или каденция [6]; ускорение. Такие методы просты, не требуют сложного оборудования и рассматривают человека как элементарный объект перемещения. Исследования временной структуры шага чаще всего производят в специализированных лабораториях с применением специальных навесных датчиков, программно-аппаратных видеокомплексов [7], а также специальной обуви и сенсорной биомеханической дорожки (метод подографии) [4]. Таким образом, разработка системы регистрации отдельных фаз шагов, построенной на базе распространенного оборудования и потому доступной для исследователя, была одной из поставленных задач.

Существует предположение об оптимальных значениях длины, ширины и времени шага человека при ходьбе с точки зрения энергозатрат организма относительно здорового человека в его текущем функциональном состоянии, но остается малоизученной область знаний о вариабельности пространственно-временных характеристик ходьбы человека, закономерно присущей процессам локомоции объектов живой природы. В этой связи второй поставленной авторами задачей была разработка и реализация метода анализа вариабельности пространственно-временных характеристик шага человека при ходьбе с фиксированной скоростью. За основу данного метода был взят принцип анализа вариабельности сердечного ритма, разработанный в 60-х годах XX века Р. М. Баевским и соавт. [1] под руководством академика В. В. Парина.

Методы исследования. Для регистрации шагов была выбрана видеозапись цифровой камерой, что позволяло производить запись одного эксперимента в отдельный видеофайл с

возможностью добавления на звуковую дорожку голосовых комментариев и информации об испытуемом. Видеокамера GoPro Hero-4 имела съемные носители памяти microSDHC/microSDXC емкостью 4,64 гигабайта и интерфейс USB с возможностью передачи файлов на персональный компьютер.

В ходе обработки полученного видеофайла для анализа параметров ходьбы определяли моменты отрыва пятки человека от опоры (начало шага), траекторию и длительность переноса ноги (фаза переноса), момент постановки пятки на опору (начало фазы опоры) и длительность полного шага с временной точностью 1,0 мс [2]. Для выбора качественной видеорегистрации ходьбы было протестировано несколько различных бытовых видео- и фотокамер, включая камеру смартфона и веб-камеру. Результаты тестирования показали, что использование видеорегистрации с помощью экшн-камеры GoPro Hero-4 (при качестве изображения 840, 480 и частотой 120 кадров в секунду) позволило осуществлять фиксацию положения ноги с точностью 1 мм.

При тестировании камеры в процессе записи ходьбы было также выявлено незначительное вертикальное смещение стопы в фазе опоры, когда ступня опорной ноги движется вместе с лентой беговой дорожки («назад» по отношению к идущему по этой дорожке). Данный эффект возникает от упругих колебаний рамы беговой дорожки в такт ходьбе, а также от деформации подошвы обуви, вызванной перемещением центра массы человека (эффект максимально проявляется в середине фазы опоры). Данное вертикальное смещение корректировали программно в процессе обработки видеофайлов при определении текущих координат.

Видеосъемку ходьбы испытуемых на тредмиле проводили при скоростях движения ленты 2 км/ч, 4 км/ч и 6 км/ч. На рис. 1 показана траектория движения ступни испытуемого при ходьбе на тредмиле со скоростью 4 км/ч.

Длительность видеосъемки ходьбы была определена опытным путем и составляла 2 мин, что было вполне достаточно для обеспечения регистрации не менее 100 шагов испытуемого. Исследование проводили в дневное время при искусственном освещении. 11 человек испытуемых обоего пола были взрослыми людьми от 20 до 35 лет. Вначале испытуемый шел со скоростью 2 км/ч в течение 2 мин, затем скорость ступенчато увеличивалась до 4 км/ч, затем до 6 км/ч (также в течение 2 мин).

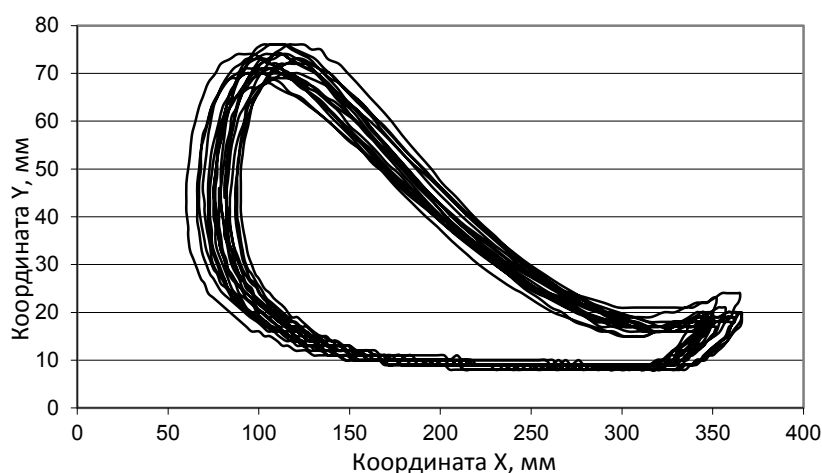


Рис. 1. Кинематограмма движения ступни испытуемого при ходьбе на тредмиле со скоростью 4 км/ч

Таким образом, для каждого испытуемого было сформировано 3 файла, включающих массивы записей, состоящих из временных параметров 100 шагов на каждой скорости. При обработке полученных данных определяли следующие показатели:

- вариационный размах (dX), равный разности между максимальным и минимальным значением длительности шагов при определенной скорости, (в сек.);

- мода (Mo) показывает самое распространенное значение времени полного шага (в сек);
- амплитуда моды ($A(Mo)$) равна количеству шагов с длительностью, равной моде (в массиве измерений с фиксированной скоростью).

Индекс вариабельности ходьбы (IVW) рассчитывали по формуле:

$$IVW = \frac{A(Mo)}{2 \cdot Mo \cdot dX}$$

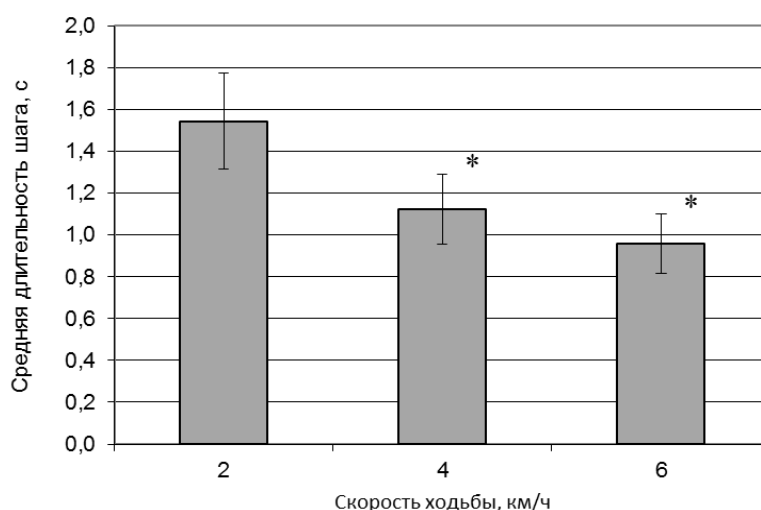
Результаты исследования. Расчетные средние значения временных показателей для всей группы испытуемых независимо от пола при трех скоростях движения (2, 4, 6 км/ч) представлены в табл. 1.

Таблица 1

Параметры ходьбы испытуемых при скорости ходьбы 2, 4, 6 км/ч

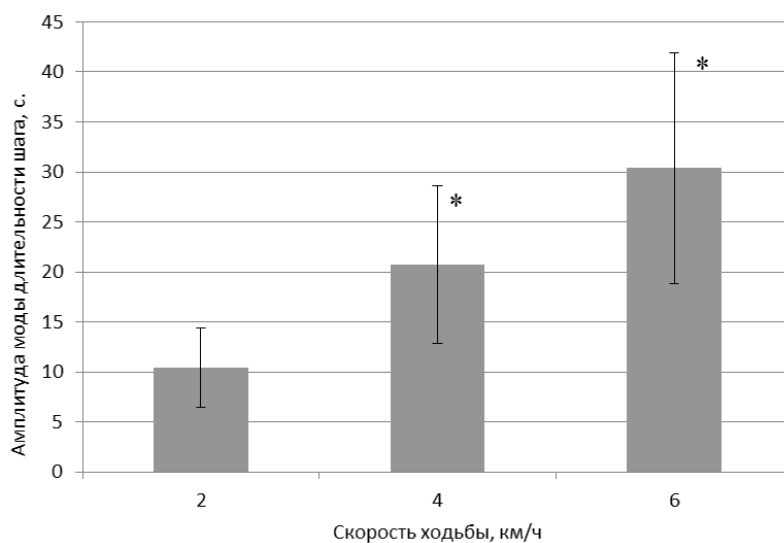
№	Средняя длительность шага (с)			Мода длительности шага (с)			Амплитуда моды длительности шага (с)			Индекс ходьбы, отн. ед.		
	2	4	6	2	4	6	2	4	6	2	4	6
1	1,64	1,18	0,97	1,63	1,18	0,98	12	26	36	14,4	82,8	317
2	1,59	1,12	0,98	1,58	1,13	0,98	8	17	36	6	56,4	314
3	1,31	1,04	0,89	1,33	1,03	0,90	14	24	41	14	233	75,6
4	1,65	1,19	1,02	1,64	1,18	1,01	9	30	24	3,6	152	238
5	1,41	1,01	0,91	1,39	1,00	0,92	10	14	27	9,17	64	220
6	1,78	1,22	1,01	1,80	1,23	1,01	8	18	23	6	68,4	125
7	1,84	1,19	0,99	1,83	1,19	0,98	7	17	26	2,4	66	198
8	1,18	1,02	0,95	1,18	1,02	0,94	18	26	29	53,7	190	308
9	1,64	1,12	0,93	1,69	1,12	0,93	10	23	30	16	47	324
10	1,46	1,1	0,9	1,49	1,10	0,90	11	19	39	14,8	69	371
11	1,49	1,17	0,98	1,48	1,15	0,98	8	14	23	4,6	61	128

Данные, представленные на рис. 2, свидетельствуют, что средняя длительность шага уменьшается ($y = 0,7327 + 0,1452x$) с увеличением скорости ходьбы ($p < 0,001$). Однако зависимость средней амплитуды моды длительности шага от скорости ходьбы обратная – чем больше скорость ходьбы, тем больше шагов с одинаковой длительностью ($y = 206,2501 + 2,4183x$) ($p < 0,001$) (рис. 3). Это означает, что вариабельность ходьбы уменьшается по мере увеличения скорости, т. е. ходьба становится более упорядоченной.



* – достоверно ($p < 0,001$) по отношению к данным на скорости 2 км/ч

Рис. 2. Зависимость средней длительности шага от скорости ходьбы



* – достоверно ($p < 0,001$) по отношению к данным на скорости 2 км/ч

Рис. 3. Зависимость средней амплитуды моды длительности шага от скорости ходьбы

Обсуждение. Несмотря на общемировую прогрессирующую тенденцию снижения общего объема движений (гипокинезию), ходьба остается наиболее распространенной формой физической активности человека [11]. Для большинства условно здоровых людей локомоции (передвижение с помощью ног) составляют неотъемлемую часть привычной повседневной деятельности, связанной с перемещениями, работой, учебой, досугом, а также выполнением домашних обязанностей [18]. Элементарной единицей локомоций человека во всех формах проявления независимо от целей принято считать цикл шага, который можно объективно измерить и представить в виде суммы шагов за один день. Сумма шагов характеризует объем физической активности, но не учитывает величину ее интенсивности. В то же время показано, что каденция ходьбы (шаги/мин) сильно связана с объективно измеренной скоростью ($r = 0,97$) и интенсивностью ходьбы ($r = 0,94$) в контролируемых лабораторных условиях при скоростях движения беговой дорожки от 2 до 12 км/ч [17].

Каденция представляет собой темпо-ритмическую характеристику ходьбы, представляющую накопление шагов в единицу времени. Она классифицируется в зависимости от количества шагов за одну минуту и скорости передвижения на следующие виды: нулевая (1–19 шаг/мин); случайная (20–39 шаг/мин); нерегулярная (40–59 шаг/мин). По мере увеличения скорости передвижения картина ходьбы может быть описана более точно: как медленная (60–79 шаг/мин); средняя (80–99 шаг/мин); выше средней (100–119 шаг/мин); высокая (120+ шаг/мин). Таким образом, авторы рассматривают каденцию с точки зрения подготовки поведенческих моделей управляющих воздействий с целью повышения физической активности амбулаторных пациентов как в контролируемых условиях зала лечебной физической культуры, так и в условиях свободного передвижения на открытом воздухе и рекомендуют каденцию около 100 шаг/мин как оптимальную [16]. Другие авторы, например, Serrano F. et al. (2017), считают оптимальной для прогулки каденцию 115 ± 10 шагов в минуту и предлагают формулу линейной зависимости $y = 113,6 - 0,23$ (масса тела в кг) + 0,21 (самостоятельная выбранная каденция ходьбы с шагом в минуту) [14]. Сходное значение каденции, а именно: $111,41 \pm 11,93$ шаг/мин приводит Peacock L. et al. (2014). Многоуровневая модель показала, что скорость, возраст, длина шага оказывают значительное влияние ($p < 0,01$) на интенсивность ходьбы [15]. В другом исследовании [10] показано, что с увеличением скорости ходьбы у пожилых людей увеличивалась длина шага (от $57,0 \pm 10$ см до $90,2 \pm 0,1$ см), а время шага оставалось неизменным (с $1,17 \pm 0,3$ сек. до $1,08 \pm 0,1$ сек.), в то время у как молодых людей длина шага увеличивалась (с $71,4 \pm 10$ см до $103,0 \pm 7,9$ м), а время шага умень-

шалось (с $1,45 \pm 0,2$ сек. до $1,22 \pm 0,1$ сек.) соответственно. В результате пожилые люди не в состоянии были внести определенные изменения в кинематику движений малого таза и туловища при различных скоростях ходьбы (жесткое поведение), в то время как более молодые взрослые показывали более гибкое поведение. В условиях Югры наши испытуемые предпочитали каденцию ходьбы в пределах 104–109 шаг/мин [6].

Работ по оценке вариабельности ходьбы с позиций нелинейности и теории хаоса до сих пор довольно мало. Так, в одной из недавних работ [3] 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, однако авторы так и не подошли к анализу вариабельности длины шага и не оценили клиническое значение этого показателя. Такие попытки были предприняты в исследованиях ряда авторов, показавших, что расчет максимальных конечных показателей Ляпунова для количественной оценки локальной динамической устойчивости кинематики ходьбы человека, как и расчет локальных показателей, определяемых как локальные наклоны кривых сумм корреляции, очень важны для количественной оценки локальной структуры инвариантности каждого временно-го ряда шагов [9]. Установлено, что метод энтропии Климонтовича для оценки изменчивости времени шага у пациентов с болезнью Паркинсона обладает более высокой чувствительностью (80 %) по сравнению с энтропией Шеннона (26,7 %) [8] и может успешно применяться для оценки вариабельности кинематических переменных движения нижней конечности при реабилитационных мероприятиях [12–13].

В дальнейшем предстоит изучить соотношение вариабельности сердечного ритма с динамикой вариабельности частоты шагов и максимальным потреблением кислорода на предмет их сопряженности (синергии) при выборе комфортной каденции ходьбы на занятиях оздоровительной физической культурой, а также под действием физической нагрузки разной модальности на организм людей разного возраста и пола в условиях Югорского Севера.

Выводы:

1. Средняя длительность шага уменьшается ($y = 0,7327 + 0,1452x$) по мере увеличения скорости ходьбы ($p < 0,001$).
2. Средняя амплитуда моды длительности шага увеличивается по мере ($y = 206,2501 + 2,4183x$) ($p < 0,001$) увеличения скорости ходьбы, т. е. чем больше скорость ходьбы, тем больше шагов с одинаковой длительностью.
3. Предложенный нами индекс вариабельности ходьбы достаточно точно дифференцирует интенсивность ходьбы при повышающейся скорости движения. Вариабельность ходьбы уменьшается, ходьба становится более упорядоченной в пределах выбранных скоростей движения.

Работа выполнена в рамках государственного задания Департамента образования и молодежной политики Ханты-Мансийского автономного округа – Югры.

Литература

1. Баевский Р. М., Иванов Г. Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения // Ультразвук. и функционал. диагностика, 2001. С. 106–127.
2. Биомеханические характеристики при изучении движений человека [Электронный ресурс] // Физич. культура и спорт. URL: <https://fkis.ru/page/1/113.html> (дата обращения: 23.09.2018).

3. Воронцова О. И., Лозовская М. В. Структура шагового цикла по данным анализа кинетических и кинематических параметров походки человека // Вестн. новых мед. технологий : электрон. журн. 2017. № 3. doi: 10.12737/article_5975a4870397c0.15031094.
4. Долганова Т. И., Тряпичников А. С., Щурова Е. Н. Диагностическая информативность подографии у больных коксартрозом с деформацией бедренной кости перед операцией реконструктивного эндопротезирования // Успехи соврем. естествознания. 2015. № 9. С. 204–209.
5. Логинов С. И. Физическая активность: методы оценки и коррекции. Сургут : Изд-во СурГУ, 2005. 340 с.
6. Логинов С. И., Логвинова С. Г., Кинтюхин А. С., Брагинский М. Я. Особенности каденции ходьбы в условиях Югры // Совершенствование системы физического воспитания, спортивной тренировки, туризма и оздоровления различных категорий населения : материалы XVI Всерос. науч.-практ. конф. с междунар. участием ; под ред. С. И. Логинова, Ж. И. Бушевой. Сургут : ИЦ СурГУ, 2017. С. 282–286.
7. Сучилин Н. Г., Аркаев Л. Я., Савельев В. С. Педагогико-биомеханический анализ техники спортивных движений на основе программно-аппаратного видеокомплекса // Теория и практика физич. культуры. 1996. № 4. С. 12–20.
8. Afsar O., Tirnakli U., Kurths J. Entropy-based complexity measures for gait data of patients with Parkinson's disease // Chaos. 2016. № 26 (2). doi:023115. doi: 10.1063/1.4942352.
9. Dingwell J. B., Cusumano J. P. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking // Chaos. 2000. V. 10. № 4. P. 848–863.
10. Gimmon Y., Riemer R., Rashed H., Shapiro A., Debi R., Kurz I., Melzer I. Age-related differences in pelvic and trunk motion and gait adaptability at different walking speeds // J. Electromyogr. Kinesiol. 2015. V. 25. № 5. P. 791–799. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.05.003.
11. Ham S. A., Kruger J., Tudor-Locke C. Participation by US adults in sports, exercise, and recreational physical activities // J Phys Act Health. 2009. V. 6. P. 6–14. doi:10.1123/jpah.6.1.6.
12. Hausdorff J. M. Gait dynamics in Parkinson's disease: common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling // Chaos. 2009. № 19 (2). doi: 10.1063/1.3147408. Review.
13. Nessler J. A., De Leone C. J., Gilliland S. Nonlinear time series analysis of knee and ankle kinematics during side by side treadmill walking // Chaos. 2009. № 19 (2). doi: 10.1063/1.3125762.
14. Peacock L., Hewitt A., Rowe D. A. et al. Stride rate and walking intensity in healthy older adults // J Aging Phys Act. 2014. V. 22. P. 276–283. doi:10.1123/japa.2012-0333.
15. Serrano F., Slaght J., Sénéchal M. et al. Identification and prediction of the walking cadence required to reach moderate intensity using individually-determined relative moderate intensity in older adults // J Aging Phys Act. 2017. V. 25. P. 205–211. doi:10.1123/japa.2015-0262.
16. Tudor-Locke C., Camhi S.M., Leonardi C. et al. Patterns of adult stepping cadence in the 2005–2006 NHANES // Prev Med. 2011. V. 53. P. 178–181. doi:10.1016/j.ypmed.2011.06.004.
17. Tudor-Locke C., Craig C. L., Brown W. J. et al. How many steps/day are enough? For adults // Int J Behav Nutr Phys Act. 2011. № 8 (79). doi:10.1186/1479-5868-8-79.
18. Tudor-Locke C., Rowe D. A. Using cadence to study free-living ambulatory behaviour // Sports Med. 2012. V. 42. P. 381–398. doi:10.2165/11599170.