

Хуссейн Абобакр Мохамед Аббакар

докторант, старший преподаватель
ФГБОУ ВО «Московский государственный
технический университет им. Н.Э. Баумана»

Хаматдинов Олег Владимирович

аспирант
ФГБУН «Институт машиноведения им. А.А. Благодногова
Российской академии наук»
г. Москва

DOI 10.21661/r-562774

КОРРЕЛЯЦИЯ МЕЖДУ ПАРАМЕТРАМИ ПОХОДКИ И МЫШЕЧНОЙ СИЛОЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Аннотация: в статье определены связи между параметрами походки и мышечной силой нижних конечностей.

Ключевые слова: время шага, пространственно-временные модели походки, анализ походки, мышечные силы.

Введение. Мышечный дисбаланс повышает риск травм и боли, а также снижает функциональную подвижность.

Цель: определить связи между параметрами походки и мышечной силой нижних конечностей.

Метод. Связь между силой нижних конечностей и характеристиками шага была изучена у 69 человек (спортсменов и офисных работников). Максимальные мышечные силы измерялись во время разгибания и сгибания бедра и колена. Параметры походки регистрировались с помощью системы Nabilect. Был проведен корреляционный анализ.

Результаты Параметром походки, который показал наилучшую модель корреляции с мышечной силой нижних конечностей в этом исследовании является время шага (R -квадрат = 0,44).

Заключение. Максимальная сила нескольких групп мышц коррелировала с большинством параметров походки на уровне от слабого до умеренного, что подтверждает результаты других исследований относительно взаимосвязи между силой нижней части тела и параметрами походки.

1. Введение.

Походка наиболее устойчива к слабости разгибателей бедра и колена, которые хорошо переносят слабость, без существенного увеличения мышечного напряжения.

Походка наиболее чувствительна к слабости подошвенных сгибателей бедра, отводящих мышц бедра и сгибателей бедра.

Слабые сгибатели бедра могут вызвать чрезмерную компенсацию окружающих мышц, что может вызвать боль и трудности при ходьбе.

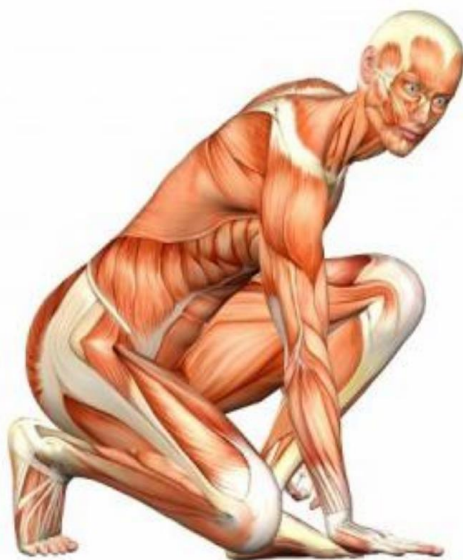


Рис. 1

Сгибатели бедра стабилизируют нижнюю часть позвоночника. Они играют важную роль в ходьбе, выравнивании осанки, подвижности суставов, гибкости и равновесии.

Симптомы слабости сгибателей бедра могут влиять на различные области тела.

Общие симптомы могут включать: изменения походки и осанки, боль в колене, боль в бедре, боль в спине.

Эти симптомы возникают потому, что суставы пытаются компенсировать слабость сгибателей бедра, что приводит к их переутомлению.

Поясничная мышца отвечает за поворот ноги вперед во время ходьбы. Если эта мышца слабая, человеку, возможно, придется прилагать больше энергии и полагаться на другие мышцы – прямую мышцу бедра и подколенные сухожилия.

Эти мышцы могут сверхкомпенсироваться во время ходьбы, что может привести к чрезмерной нагрузке на них и вызвать дискомфорт. (Человеку также может быть трудно подниматься по лестнице, поскольку ему может быть трудно поднять ногу).

Сила нескольких групп мышц нижней части тела связана с многократными параметрами походки

Мышечный дисбаланс повышает риск травм и боли, а также снижает функциональную подвижность.

Подчеркнув важность введения анализа походки, в разделе 2 мы опишем метод, используемый для сбора данных, и оборудование, используемое для этой цели. В разделе 3 мы продемонстрируем статистический анализ собранных данных и выделим основные результаты полученных данных, мы обсудим основные в разделе 4, прежде чем суммировать наши выводы в разделе 5.

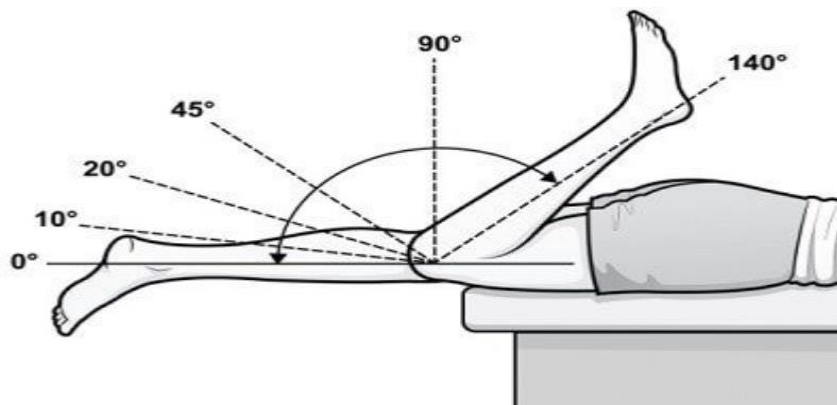


Рис. 2

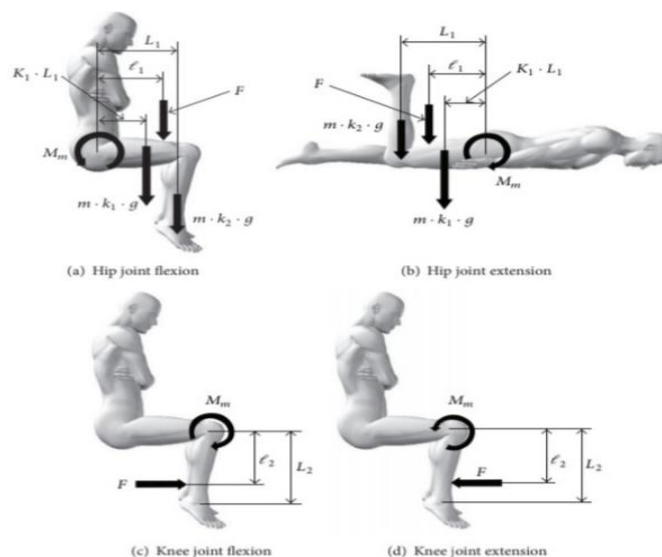


Рис. 3

2. Методы.

Связь между силой нижних конечностей и характеристиками шага была изучена у 69 человек (спортсменов и офисных работников). Максимальные мышечные силы измерялись во время разгибания и сгибания бедра и колена. Параметры походки регистрировались с помощью системы Nabilect. Был проведен корреляционный анализ.

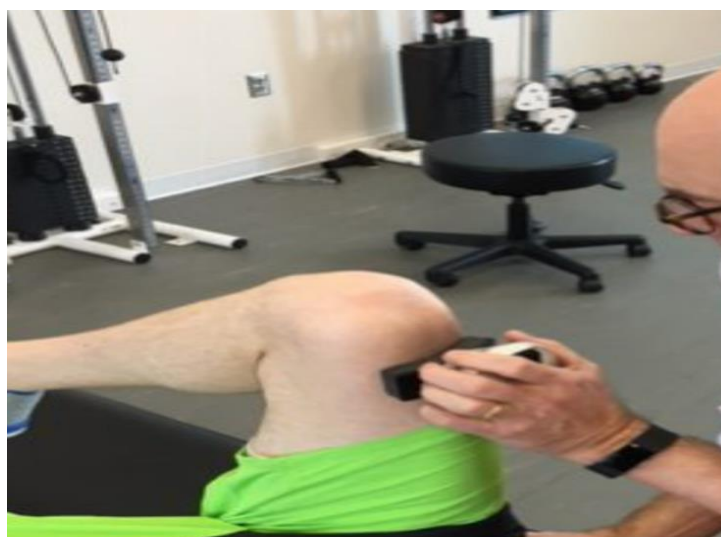


Рис. 4

2.1. Оборудование.

2.1.1. Динамометр microFET®2:

Беспроводной цифровой портативный мышечный тестер microFET®2 представляет собой точное портативное устройство для оценки и тестирования силы

(FET). для проведения объективных, надежных и количественных измерений при тестировании мышц.

Технические характеристики

~Диапазон измерения силы 0–300 фунтов.

~Легко читаемый ЖК-дисплей показывает пиковое усилие и затраченное время.



Рис. 5

Выбираемые единицы измерения: фунты (фунты), ньютоны (Н) или килограмм-сила (кгс).

– точность в пределах 1% от показания;

– два пороговых значения для мышечного тестирования: Низкий порог – от 0,8 до 300 фунтов. с шагом 0,1 фунта и верхний порог – 3,0 фунта. до 300 фунтов. с шагом 0,1 фунта;

– использует перезаряжаемую литий-ионную аккумуляторную батарею.

Автоматическая активация режима сна через 3 минуты для продления срока службы батареи.

2.1.2. Система Хабилект.

– позволяет провести тестирование без применения специализированных платформ;

– изменяя положение центра тяжести, пациент меняет позу для удержания равновесия, система способна проанализировать способность человека к быстрой адаптации.

Инфракрасный лазерный проектор в тандеме с камерой того же спектра точно фиксируют перемещение пациента в поле зрения камеры, а процессор обрабатывая данные, определяет положение всех участвующих в движении суставов. Комплекс входит в программы оснащения медицинских центров.

3. Результаты.

Таблица 1

Антропометрические данные, относительная сила и параметры походки спортсменов и офисных работников

	Ср. знач.	n=69 ср. знач.	Спортсмены ср. знач.	n=35 ср. знач.	Офисные работники ср. знач.	n=34 ср. знач.	p-уровень значимости
Предпочтительная скорость ходьбы (м/с)	1.28	0.20	1.28	0.23	1.27	0.18	0.907
Количество шагов (N/мин)	116.51	11.64	115.31	10.08	117.74	13.10	0.392
Время шага (с)	1.01	0.09	1.02	0.09	0.99	0.10	0.223
Время позиции (с)	0.60	0.07	0.61	0.06	0.59	0.07	0.485
Длина шага (м)	1.06	0.20	1.13	0.18	0.98	0.18	<0.001
Ширина шага (м)	0.10	0.03	0.11	0.03	0.10	0.03	0.113

Таблица 2

Пространственно-временные параметры походки спортсменов и офисных работников

	Ср. знач.	n=69 ср. знач.	Спортсмены ср. знач.	n=35 ср. знач.	Офисные работники ср. знач.	n=34 ср. знач.	p-уровень значимости
Рост (м)	166.80	8.93	172.66	6.52	160.77	6.73	<0.001
Вес (кг)	72.42	11.54	77.29	9.29	67.41	11.46	<0.001
ИМТ (кг/М2)	26.08	3.43	25.90	2.60	26.25	4.15	0.675
Сгибание колена (Н*м/кг)	1.05	0.26	1.22	0.19	0.89	0.22	<0.001
Разгибание колена (Н*м/кг)	1.44	0.38	1.61	0.38	1.27	0.31	<0.001
Сгибание бедра (Н*м/кг)	1.03	0.33	1.24	0.29	0.82	0.22	<0.001
Разгибание бедра (Н*м/кг)	2.73	0.73	3.16	0.65	2.29	0.49	<0.001

Статистический анализ

Таблица 3

Корреляции (r, Пирсона) между силой нижних конечностей и параметрами походки спортсменов

		Сгибание колена	Разгибание колена	Сгибание бедра	Разгибание бедра
Скорость походки	r	0.266	0.415	0.322	0.492
	p	0.134	0.016	0.068	0.004
Время шага	r	-0.347	-0.593	-0.422	-0.544
	p	0.041	0.001	0.012	0.001
Время позиции	r	-0.328	-0.540	-0.437	-0.564
	p	0.055	0.001	0.009	0.001
Длина шага	r	0.093	0.2	0.285	0.302
	p	0.597	0.294	0.097	0.078
Ширина шага	r	-0.188	-0.002	-0.202	-0.134
	p	0.279	0.993	0.246	0.442

Таблица 4

Корреляции (r, Пирсона) между силой нижних конечностей и параметрами походки офисных работников

		Сгибание колена	Разгибание колена	Сгибание бедра	Разгибание бедра
Скорость походки	r	0.524	0.443	0.502	0.527
	p	0.002	0.013	0.004	0.002
Время шага	r	-0.298	-0.071	-0.283	-0.299
	p	0.086	0.692	0.105	0.086
Время позиции	r	-0.350	-0.142	-0.361	-0.364
	p	0.042	0.424	0.036	0.034
Длина шага	r	0.254	0.467	0.312	0.343
	p	0.148	0.005	0.073	0.047
Ширина шага	r	-0.416	-0.234	-0.415	-0.303
	p	0.014	0.182	0.015	0.082

$$S = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}.$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{1}{n} (x_1 + \dots + x_n),$$



Рис. 6

4. Обсуждение.

Анализ линейной регрессии, выполненный для всех параметров, достигших значимость корреляционного анализа демонстрирует различную прогностическую природу переменных силы походки между спортсменами и офисными работниками.

Для спортсменов все модели достигли уровня значимости и в зависимости от количества и предсказательной способности независимых переменных (значений силы) можно объяснить диапазон $r^2 = 16,6\text{--}44,3\%$ вариаций параметров походки.

Для офисных работников не проводилась регрессия между параметрами силы и временем шага, поскольку не было обнаружено значимых корреляций.

Две из четырех регрессионных моделей достигли уровня значимости, объясняя $r^2 = 21,8–36,1\%$ вариаций параметров походки офисных работников.

Максимальная сила нескольких групп мышц коррелировала с большинством параметров походки на уровне от слабого до умеренного, что подтверждает результаты других исследований относительно взаимосвязи между силой нижней части тела и параметрами походки.

Время шага у нормального человека, идущего с выбранной самостоятельно скоростью ходьбы, составляет примерно одну секунду, поэтому каждый шаг длится примерно 0,5 с.

Результаты зависят от группы испытуемых. Результаты также могут быть объяснены половыми различиями в анатомии, кинематике и размерах.

Предполагается, что исследования, изучающие взаимосвязь между параметрами силы и походки, должны учитывать взаимодействие с учетом пола и расы.

4.1. Профили ЭМГ активности мышц в формате ЦШ.

Приведены профили биоэлектрической активности мышц по D.A. Winter (1990).

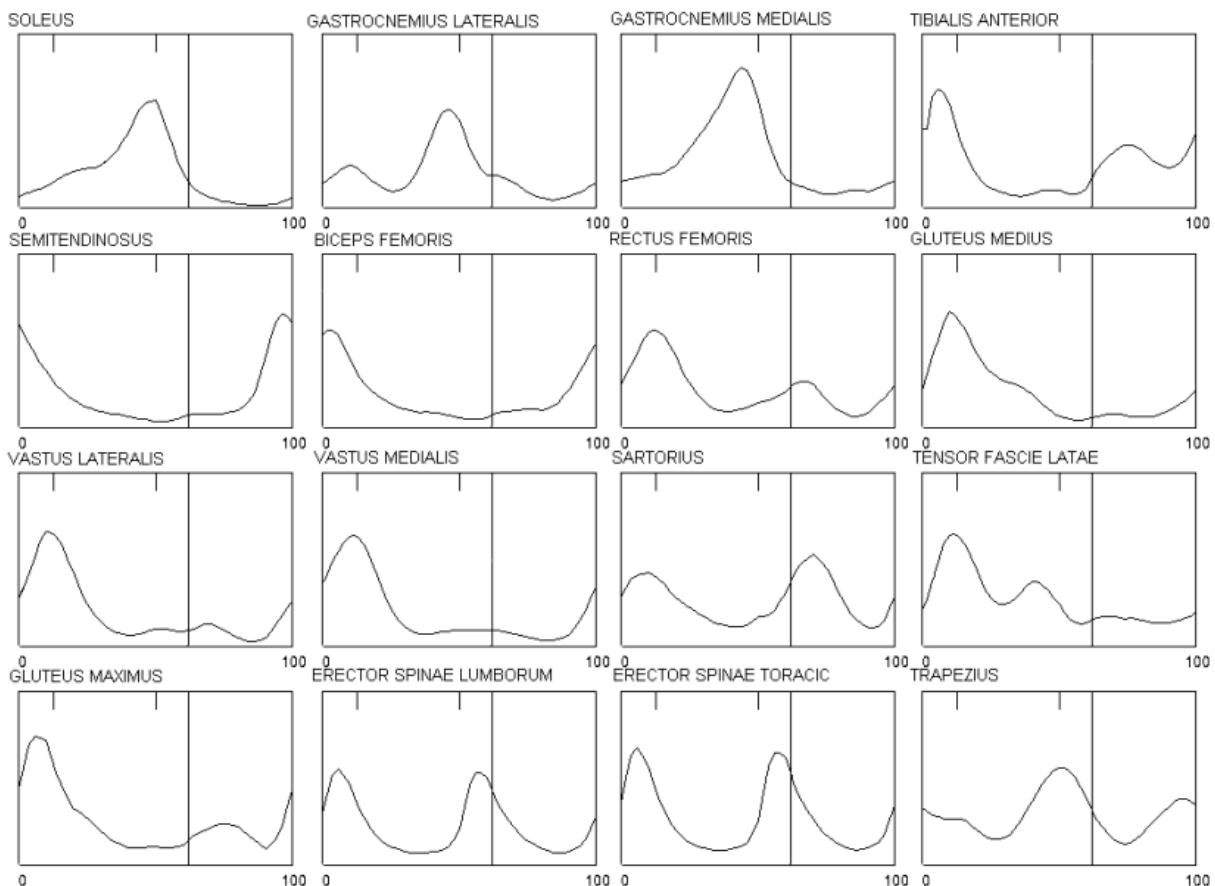


Рис. 7. Профили биоэлектрической активности некоторых мышц в цикле шага
(по данным D.A. Winter, 1990).

4.1.1. Передняя большеберцовая мышца.

Активность этой мышцы нарастает к концу периода переноса, что необходимо для развития достаточного усилия с началом опоры.

С началом ЦШ активность продолжает линейно нарастать и достигает максимума в 6% ЦШ. Именно в этот период мышца выполняет роль активного буфера и трансформатора энергии удара в пропульсивное движение вперед. Действие мышцы – эксцентрическое.

В последующий интервал 6–22% ЦШ активность снижается столь же быстро, как и нарастала до этого. В этот период мышца выполняет, в основном, контрольную функцию, а также ее действие несколько способствует продвижению тела вперед. Действие мышцы – концентрическое.

Последующие 22–60% ЦШ, т.е. до конца периода опоры, *m. tibialis anterior* сохраняет минимальную активность, которая, возможно, имеет значение как состояние готовности к действию. Непосредственно перед завершением периода опоры активность мышцы начинает возрастать, что производит сгибание в голеностопном суставе (концентрическое действие) для создания необходимого клиренса стопы с поверхностью опоры.

4.1.2. Наружная икроножная мышца. Первый максимум точно совпадает с окончанием начального времени двойной опоры (10% ЦШ), после чего к 30% ЦШ активность уменьшается. Следующий пик приходится на 46% ЦШ. Последующий профиль активности характеризуется лишь несколько большей средней активностью.

4.1.3. Прямая мышца бедра. Первый максимум имеет место в 12% ЦШ, как для *m. Vastus medialis*. Начало активности наступает раньше, в 86–88% ЦШ и необходимо для сгибания тазобедренного сустава, т.е. для выведения всей конечности вперед перед постановкой на опору. Заметим, что *m. Rectus femoris*, как и другие сгибатели тазобедренного сустава, выполняет лишь вспомогательную роль, т. к. основной механизм сгибания тазобедренного сустава – инерционный.

С началом периода переноса *m. rectusfemoris* выполняет действие, для которого идеально приспособлена, – сгибание тазобедренного сустава с одновременным выпрямлением коленного (второй максимум в 66% ЦШ). Впрочем, разгибание коленного сустава начинается позднее – в 72% ЦШ. Строго говоря, активность *m. rectusfemoris* в отношении коленного сустава до этого момента сводится к контролю избыточного сгибания (торможение сгибания).

4.1.4. Двуглавая мышца бедра. Фактически имеется лишь один пик активности в начале ПО. Собственно уровень биоэлектрической активности у здоровых людей имеет значительную вариативность, которая определяется собственно, типом конституции, развитием мышечной системы, величиной подкожной жировой клетчатки и рядом других параметров. Для больных этот разброс может быть ещё больше в зависимости от формы заболевания и уровня поражения центральной или периферической нервной системы. Поэтому наибольшее значение при анализе отдаётся не столько абсолютным значениям ЭМГ амплитуд, сколько качественному проф

4.2. Перспективы и ограничения.

Хотя это исследование представляет новые идеи, необходимо устранить несколько ограничений.

Оценка силы четырех групп мышц, отдельно с помощью динамометрического устройства, представляют собой определенную погрешность оборудования и не совсем отражают мышечные потребности во время ходьбы. Кроме того, этот подход не дает информацию о перекрестной координации, (сцеплении) нескольких групп мышц при выполнении сложной задачи ходьбы.

5. Заключение.

Максимальная сила нескольких групп мышц коррелировала с большинством параметров походки на уровне от слабого до умеренного, что подтверждает результаты других исследований относительно взаимосвязи между силой нижней части тела и параметрами походки.

Время шага может быть полезным показателем асимметрии, особенно при односторонних состояниях, таких как инсульт, ампутация нижних конечностей или боль.

Список литературы

1. Lee H.-J., Chang W.H., Choi B.-O., Ryu G.-H., Kim Y.-H. Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: A pilot study. *BMC Geriatr.* 2017; 17: 44. doi: 10.1186/s12877-017-0417-4. EDN TWUUPV

2. Hortobágyi T., DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2000; 10: 117–126. doi: 10.1016/S1050-6411(99)00026-7.

3. Baudendistel S.T., Schmitt A.C., Stone A.E., Raffegeau T.E., Roper J.A., Hass C.J. Faster or longer steps: Maintaining fast walking in older adults at risk for mobility disability. *Gait Posture.* 2021; 89: 86–91. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.07.002.

4. Kubinski S.N., McQueen C.A., Sittloh K.A., Dean J.C. Walking with wider steps increases stance phase gluteus medius activity. *Gait Posture.* 2015; 41:130–135. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.09.013.

5. van der Krogt M.M., Delp S.L., Schwartz M.H. How robust is human gait to muscle weakness? *Gait Posture.* 2012; 36: 113–119. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.017.

6. Goldberg E.J., Neptune R.R. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. *Gait Posture.* 2007; 25: 360–367. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.04.009.

7. Whitcome K.K., Miller E.E., Burns J.L. Pelvic Rotation Effect on Human Stride Length: Releasing the Constraint of Obstetric Selection. *Anat. Rec.* 2017; 300: 752–763. doi: 10.1002/ar.23551.

8. Bailey C.A., Corona F., Pilloni G., Porta M., Fastame M.C., Hitchcott P.K., Penna M.P., Pau M., Côté J.N. Sex-dependent and sex-independent muscle activation patterns in adult gait as a function of age. *Exp. Gerontol.* 2018; 110: 1–8. doi: 10.1016/j.exger.2018.05.005.

9. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. – М.: Т.М. Андреева, 2007. – 617 с. – EDN QLQAIN
10. Ястребцева И.П. Нарушения постурального баланса при церебральном инсульте: монография / И.П. Ястребцева. – Н. Новгород: Мадин, 2015. – 384 с.
11. Andersson A.G., Kamwendo K., Appelros P. (2006). How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *J Rehabil Med* 38 (3): 186–191.
12. Baker R.W. *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. Wiley, 2013, p. 246.
13. Basmajian J.V., DeLuca C.J. *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1986.
14. Brooks D., Solway S., Gibbons W.J. ATS statement on six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med*. 2003 May 1; 167 (9): 1287.
15. Collen F.M., Wade D.T., Bradshaw C.M. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *Int Disabil Stud*. 1990 Jan-Mar; 12 (1): 6–9.
16. Demeurisse G., Demol O., Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *EurNeurol* 1980; 19 (6): 382–9.
17. Fulk G.D., Echternach J.L. Test-retest reliability and minimal detectable change of gait speed in individuals undergoing rehabilitation after stroke. *J Neurol Phys Ther*. 2008.
18. Burnfield J.M., Josephson K.R., Powers C.M. Rubenstein L.Z. The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 2000, 81, 1153–1157.
19. Inoue W., Ikezoe T., Tsuboyama T., Sato I., Malinowska K.B., Kawaguchi T., Tabara Y., Nakayama T., Matsuda, F., Ichihashi N. Are there different factors affecting walking speed and gait cycle variability between men and women in community-dwelling older adults? *Aging Clin. Exp. Res*. 2017, 29, 215–221. DOI 10.1007/s40520-016-0568-8. EDN XUTRUH

20. Bohannon R.W., Andrews A.W., Thomas M.W. Walking Speed: Reference Values and Correlates for Older Adults. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 1996, 24, 86–90.

21. Herrero-Larrea, A., Miñarro A., Narvaiza L., Gálvez-Barrón C., León N.G., Valldosera E., Felipe E., Valverde R.A., Kruse L., Sabater J.B. [et al.] Normal limits of home measured spatial gait parameters of the elderly population and their association with health variables. *Sci. Rep.* 2018, 8, 13193.

22. Muehlbauer T., Granacher U., Borde R., Hortobágyi T. Non-Discriminant Relationships between Leg Muscle Strength, Mass and Gait Performance in Healthy Young and Old Adults. *Gerontology* 2018, 64, 11–18.