

РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИИ ДИАГНОСТИКИ ПАТТЕРНА БЕГА У СТАЙЕРОВ ПРИ ПОМОЩИ УМНЫХ СТЕЛЕК

И.А. Тетин, Е.В. Антоненко

Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, Россия

Цель. Разработка методов и программных средств для анализа паттерна бега у спортсменов-бегунов на длинные дистанции с помощью умных стелек с целью предупреждения развития травм у спортсменов-стайеров. **Материалы и методы.** Стельки со встроенными датчиками давления, акселерометром и гироскопом и специально разработанное программное обеспечение для анализа паттерна бега и распределения давления на стопы. **Результаты.** Представлена методика диагностики и анализа паттерна бега, позволяющая предупреждать развитие воспаления сухожилий, невромы Мортона и подошвенного фасцита. **Заключение.** Представленная методика и разработанное программное обеспечение позволяют анализировать паттерны бега стайеров, диагностировать и предупреждать развитие травм.

Ключевые слова: *гейт анализ, умная стелька, стайер, неврома Мортона.*

Введение. Человеческая стопа – совершенный универсальный механизм, обеспечивающий равновесие и передвижение человека при разнообразной двигательной активности. Рассмотрим бег как один из простейших видов активности и на его основе исследуем биомеханику стоп.

Во время бега ступни подвергаются огромной ударной нагрузке, значительно превышающей нагрузку при ходьбе у среднестатистического человека. Приблизительно 75 % времени контакта с поверхностью земли обеспечивает передний отдел стопы, однако с точки зрения биомеханики наиболее безопасно приземляться на среднюю часть стопы. Неправильная биомеханика бега приводит к неравномерному распределению веса по поверхности стопы и чрезмерному растяжению мышц. В результате при больших объемах беговых тренировок, особенно по неровной и холмистой местности, сначала возникает перенапряжение, а затем воспаление сухожилий, приводящих в движение кости стопы и голени. Сухожилия теряют эластичность и диапазон движений уменьшается. Избыточные ударные нагрузки, выворот задней стопы, бег по неровной поверхности и твердым покрытиям повышают риск получения травмы в течение года для спортсменов, регулярно занимающихся бегом по неровной поверхности или твердым покрытиям, доходит до 80 % [3]. Кроме того, большой объем беговой работы создает дополнительную нагрузку головкам плюсневых костей. Это может приводить

к защемлению нерва в переднем отделе стопы и развитию невромы Мортона.

Целью данной статьи является разработка методики анализа паттерна бега для реабилитации и предупреждения возникновения травм у спортсменов-бегунов на длинные дистанции.

Материалы и методы. *Датчики давления* обеспечивают возможность измерять вертикально направленную нагрузку, передаваемую стопой во время продолжительного бега, позволяют определить фазу шага и определять типовые показатели: силу удара пятки, усилие на большом пальце. Параметры нагрузки на подошву, полученные от датчиков давления, показывают высокую надежность, низкую вариабельность и повторяемость в нескольких испытаниях одного и того же объекта [14, 16]. Анализ параметров контакта с поверхностью показывает, что измерения надежны для бега с различной скоростью и частотой шага [9]. В качестве отрицательного момента следует отметить тот факт, что аккуратность и точность таких систем чувствительна к уровням прилагаемого давления, процедуре калибровки, продолжительности приложения усилия и сроку использования стельки.

Акселерометр является инерциальным датчиком, который обеспечивает прямое измерение ускорения вдоль одиночных и множественных осей. Его применение позволяет существенно повысить точность систем захвата движения вследствие снижения ошибок смещения и дифференциации. Подробный

Краткие сообщения

обзор применения акселерометров, используемых для оценки походки, приведен в работе [10]. Системы с акселерометром были успешно использованы для количественной оценки шока, испытываемого нижними конечностями во время ходьбы и бега [13], оценки влияния обуви [4] и стелек [15] на большеберцовую кость во время бега, оценки затухания шока между сегментами тела во время бега [12] и исследования эффектов усталости при беге [11]. Применение акселерометра совместно с *гироскопом* позволяет получить значения угловой скорости, углового ускорения, точнее оценить скорость ходьбы или бега и угол наклона поверхности приземления [2].

Снятие показаний с датчиков производится с помощью умных стелек [5, 7, 16]. Умная стелька представляет собой обувную стельку, в силиконовую основу которой интегрированы датчики давления FSR, модель 402 (Interlink Electronics, Camarillo, CA), модуль беспроводной передачи данных и элемент питания. Для защиты сенсоров от короткого замыкания датчики прикрыты эко-кожей. В комплекс силоизмерительных средств также входит аппаратная платформа Arduino Mega-2560, прикрепленная к обуви или ноге спортсмена. Данная платформа имеет 16 аналоговых входов, что позволяет снимать показания с 16 датчиков. Эта платформа имеет следующие преимущества: использование флеш-памяти для хранения данных, наличие модуля беспроводной связи и 10-осевого гироскопа-акселерометра-магнитометра. Число интегрированных датчиков и параметры их размещения по поверхности стельки зависят от требуемой задачи.

На рис. 1 представлены четыре возможных варианта размещения датчиков. Для статического анализа подходит вариант с тремя датчиками, для анализа ходьбы – варианты

с 5–6 датчиками, для анализа бега представляется рациональным использовать от 8 и более датчиков.

Для точной диагностики паттерна бега [8] необходимо снимать показания с датчиков, расположенных под первой фалангой большого пальца, в области межфалангового сустава, под плюснефаланговыми суставами, в области плюсне-кубовидного сустава, в области таранной кости. Частота снятия показаний с датчиков для получения минимальной среднеквадратичной ошибки определения гейт-параметров должна составлять 200 Hz [6]. Увеличение частоты снятия показаний до 1000 Hz не дает значимого преимущества в минимизации ошибки [1].

Собранные данные с датчиков давления синхронизируются с данными акселерометра-гироскопа и сохраняются на флеш-памяти. Затем производится фильтрация полученных сигналов (рис. 2).

Предложенная комбинация из 8 датчиков позволяет определить массу спортсмена, общие параметры активности: число шагов, дистанцию, скорость ходьбы/бега, длительность активности, расход энергии во время активности; кинематические параметры: изменение стойки в сагиттальной плоскости, изменение пронации, максимальная скорость пронации; кинетические параметры: время контакта с поверхностью, ударные нагрузки, силы торможения. Помимо этого, набор датчиков позволяет определить распределение массы между ногами (определение симметрии между левой и правой ногой), распределение массы и давления в статике (стоя), распределение давления между ступнями в динамике (ходьба, бег, прыжки); определение силы давления и вектора движения свода стопы, угловое положение ног в пространстве (аддукция / абдукция).



Рис. 1. Слева – платформа Arduino Mega-2560, справа – возможные варианты размещения датчиков давления по поверхности стельки
Fig. 1. Left Arduino Mega-2560 platform, right – possible areas for placing pressure sensors on the surface of the insole

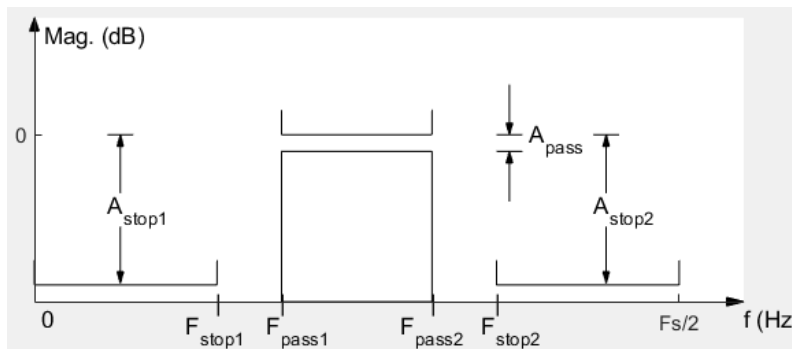


Рис. 2. Дизайн фильтра
Fig.2. Filter design

Результаты. На рис. 3 приведен результат применения классификатора SVM (Gaussiankernel) для определения вида активности на основе выборки из 8469 наблюдений (ходьба / бег / подъем по лестнице / спуск по лестнице), полученных с акселерометра. Входные параметры – вектор ускорений по трем плоскостям.

При случайной 5-кратной перекрестной валидации точность классификации составляет 89,5 %, что позволяет сделать вывод о применимости SVM к анализу параметров бега. После определения того, что спортсмен начал беговую активность (для настроенной модели достаточно сделать три шага), в модель добавляются данные с датчиков давления. «Сырые» данные с датчиков давления не используются для классификации, но используются для вычисления специфических характери-

стик (фич). Все фичи извлекаются с помощью окна, содержащего 400 сэмплов с 50%-ным перекрытием между соседними окнами. При частоте снятия сигнала в 200 Hz каждое окно будет содержать данные за две секунды. Для обработки характеристик подходящими являются классификаторы на основе нейронных сетей и машины опорных векторов. Данные классификаторы реализованы в виде программного обеспечения, которое позволяет анализировать гейт-параметры спортсмена и посредством смартфона обеспечивать обратную связь, выдавая предупреждения. Ниже приведен ряд обрабатываемых моделью паттернов бега.

1. Фиксация первичной нагрузки в фазе опоры на внешний свод стопы («вектор нагрузки через мизинец»). Диагностический критерий: оценка риска деформаций и повре-

True class	Downstairs	89%	1%	10%	2%
	Jogging	<1%	94%	<1%	12%
	Upstairs	10%	1%	88%	4%
	Walking	1%	4%	2%	82%
Positive Predictive Value	89%	94%	88%	82%	
False Discovery Rate	11%	6%	12%	18%	
		Downstairs	Jogging	Upstairs	Walking
		Predicted class			

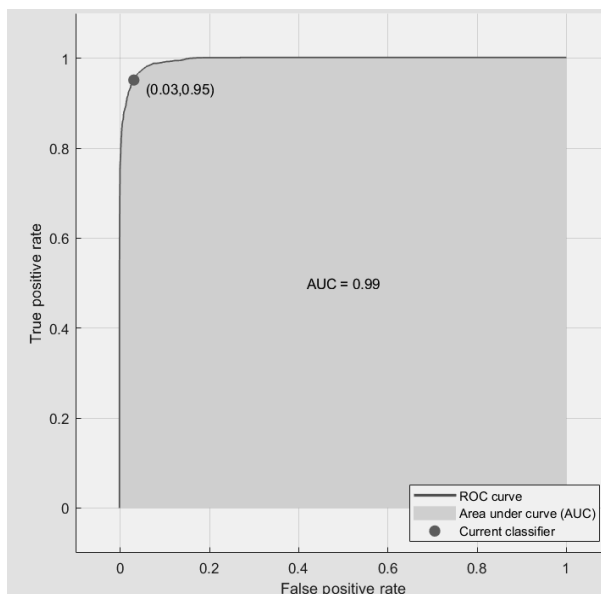


Рис. 3. Слева – матрица качества классификации видов активности с использованием SVM классификатора, справа – ROC-кривая
Fig. 3. Left – confusion matrix for SVM classifier, right – the ROC curve

ждений голеностопного и коленного суставов. Возможные причины: вариант компенсации плоскостопия I–II степени.

2. Фиксация первичной нагрузки на внутренний свод стопы («вектор нагрузки через I-плюсневую кость и медиальную часть большого пальца»). Диагностический критерий: оценка риска развития hallux valgus, подошвенного фасцита, дегенеративно-дистрофических изменений позвоночника. Возможные причины: плоскостопие II–IV степени.

3. Компенсаторное изменение нагрузки при продолжительном беге: снижение скорости бега и длины шага. Диагностический критерий: ограничения движений голеностопного сустава, наклон таза вперед, сопровождающийся мышечной слабостью, патологии коленного сустава. Возможные причины – слабость икроножных мышц.

4. Увеличение подошвенного сгибания при продолжительном беге вследствие мышечной слабости голени. При легких нарушениях наблюдается шлепок во время фазы передачи нагрузки, при более сильных нарушениях – «подволакивание» пальцев во время фазы взмаха. Риск развития маршевых переломов плюсневых костей при беге по твердому покрытию.

5. Изменение в доле передачи нагрузки на пятку и большой палец, снижение нагрузки на область III и IV пальца. Диагностический критерий: оценка риска развития невромы

Мортон, оценка риска развития hallux valgus, плоскостопия деформации стопы. Возможные причины: узкая обувь, волнообразное боковое движение пальцев во время контакта с поверхностью.

Заключение. В отличие от платформ, применяемых в лабораториях для измерения гейт-параметров, датчики давления, встроенные в стельки, дают исследователю и врачу необходимую гибкость в сборе данных при продолжительном беге (множественных ударах стоп о поверхность), что позволяет судить о нормальных, не искаженных бегом по платформе ограниченного размера показателях.

Продолжительный бег способствует накоплению статистических данных для анализа изменений пространственно-временных, кинематических и кинематических измерений. Например, будет наблюдаться снижение максимальной скорости пронации до 90°/с, отклонение пронации до 4°, увеличение времени контакта с поверхностью до 40 мс, увеличение ударной нагрузки и т. п. Часть параметров биомеханики бега (каденция, сила удара) путем обратной связи через приложение на смартфоне могут быть модифицированы спортсменом, при этом снизится вероятность возникновения травм.

Статья выполнена при поддержке Правительства РФ (Постановление № 211 от 16.03.2013 г.), соглашение № 02.A03.21.0011.

Литература / References

1. Ayena J., Chapwono T., Otis M., Menelas B. An Efficient Home-Based Risk of Falling Assessment Test Based on Smartphone and Instrumented Insole. *In Proceedings of the 2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Turin, Italy, 7–9 May 2015, pp. 416–421. DOI: 10.1109/MeMeA.2015.7145239
2. Bamberg S., Benbasat A., Scarborough D. et al. Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2008, vol. 12 (4), pp. 413–423. DOI: 10.1109/TITB.2007.899493
3. Buist I., Bredeweg S.W., Bessem B. et al. Incidence and Risk Factors of Running-Related Injuries During Preparation for a 4-mile Recreational Running Event. *Br J Sports Med*, 2010, vol. 44, pp. 598–604. DOI: 10.1136/bjism.2007.044677
4. Butler R.J., Davis I.S., Hamill J. Interaction of Arch Type and Footwear on Running Mechanics. *Amer. J. Sports Med*, 2006, vol. 34 (12), pp. 1998–2005. DOI: 10.1177/0363546506290401
5. Chen B. et al. A Foot-wearable Interface for Locomotion Mode Recognition Based on Discrete Contact Force Distribution. *Mechatronics*, 2015, vol. 32, pp. 12–21. DOI: 10.1016/j.mechatronics.2015.09.002
6. Ferrari A. et al. Mobile Kalman-Filter Based Solution for the Real-Time Estimation of Spatio-Temporal Gait Parameters. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2016, vol. 24, pp. 764–773. DOI: 10.1109/TNSRE.2015.2457511

7. Hegde N., Sazonov E. SmartStep: A Fully Integrated, Low-Power Insole Monitor. *Electronics*, 2014, vol. 3, pp. 381–397. DOI: 10.3390/electronics3020381
8. Howell M. et al. Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2013, vol. 60. DOI: 10.1109/TBME.2013.2250972
9. Karamanidis K., Aramantios A., Bruggemann G.P. Reproducibility of Electromyography and Ground Reaction Force During Various Running Techniques. *Gait Post*, 2004, vol. 19, pp. 115–123. DOI: 10.1016/S0966-6362(03)00040-7
10. Kavanagh J., Menz H. Accelerometry: A Technique for Quantifying Movement Patterns During Walking. *Gait Post*, 2008, vol. 28, pp. 1–15. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.10.010
11. Le Bris R. et al. Effect of Fatigue on Stride Pattern Continuously Measured by an Accelerometric Gait Recorder in Middle Distance Runners. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 2006, vol. 46, pp. 227–231.
12. Mercer J., Bates B., Dufek J., Hreljak A. Characteristics of Shock Attenuation During Fatigued Running. *J. Sports Sci.*, 2003, vol. 21, pp. 911–919. DOI: 10.1080/0264041031000140383
13. Milner C. et al. Biomechanical Factors Associated with Tibial Stress Fracture in Female Runners. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 2005, vol. 38 (2), pp. 323–328. DOI: 10.1249/01.mss.0000183477.75808.92
14. Murphy D., Beynnon B., Michelson J., Vacek P. Efficacy of Plantar Loading Parameters During Gait in Terms of Reliability, Variability, Effect of Gender and Relationship Between Contact Area and Plantar Pressure. *Foot Ank. Int.*, 2005, vol. 26(2), pp. 171–179. DOI: 10.1177/107110070502600210
15. O'Leary K., Vorpahl K., Heiderscheit B. Effect of Cushioned Insoles on Impact Forces During Running. *J. Amer. Pod. Med. Assoc.*, 2008, vol. 98 (1), pp. 36–41. DOI: 10.7547/0980036
16. Putti A., Arnold G., Cochrane L., Abboud R. The Pedar In-shoe System: Repeatability and Normal Pressure Values. *Gait Post.*, 2007, vol. 25, pp. 401–405. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.010
17. Rampp A. et al. Inertial Sensor-based Strideparameter Calculation From Gait Sequences in Geriatric Patients. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2015, vol. 62, pp. 1089–1097. DOI: 10.1109/TBME.2014.2368211

Тетин Илья Алексеевич, кандидат экономических наук, доцент кафедры экономической безопасности, Южно-Уральский государственный университет, 454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76. E-mail: ilya.tetin@susu.ru, ORCID: 0000-0003-2760-6267.

Антоненко Елизавета Викторовна, преподаватель кафедры таможенного дела, Южно-Уральский государственный университет, 454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76. E-mail: elizaveta.antonenko@susu.ru, ORCID: 0000-0003-3878-056X.

Поступила в редакцию 3 марта 2019 г.

DOI: 10.14529/hsm190218

DEVELOPMENT OF GAIT DIAGNOSTIC TECHNOLOGY FOR LONG-DISTANCE RUNNERS VIA SMART INSOLES

I.A. Tetin, ilya.tetin@susu.ru, ORCID: 0000-0003-2760-6267,

E.V. Antonenko, elizaveta.antonenko@susu.ru, ORCID: 0000-0003-3878-056X

South Ural State University, Chelyabinsk, Russian Federation

Aim. The article deals with the development of methods and software for the analysis of the running pattern in long-distance runners using smart insoles to prevent the development of athlete's injuries. **Materials and Methods.** Insoles with embedded pressure sensors, an accelerometer, a gyroscope, and a specially designed software for analyzing the pattern of running

and pressure distribution in the foot. **Results.** The technique of diagnostics and analysis of the running pattern, which allows preventing the development of tendon inflammation, Morton neuroma, and plantar fasciitis, is presented. **Conclusion.** The technique and the software developed allow to analyze the patterns of running in stayers, diagnose, and prevent the development of injuries.

Keywords: *gate analysis, smart insole, runner, Morton's neuroma.*

Received 3 March 2019

ОБРАЗЕЦ ЦИТИРОВАНИЯ

Тетин, И.А. Разработка технологии диагностики паттерна бега у стайеров при помощи умных стелек / И.А. Тетин, Е.В. Антоненко // Человек. Спорт. Медицина. – 2019. – Т. 19, № 2. – С. 139–144. DOI: 10.14529/hsm190218

FOR CITATION

Tetin I.A., Antonenko E.V. Development of Gait Diagnostic Technology for Long-Distance Runners via Smart Insoles. *Human. Sport. Medicine*, 2019, vol. 19, no. 2, pp. 139–144. (in Russ.) DOI: 10.14529/hsm190218