

УДК 612.766:004.942

doi:10.18720/SPBPU/2/id-129

В.М. Мусалимов¹, Е.Б. Седакова², М.А. Ерофеев³, А.О. Кузнецов⁴

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕАКЦИЙ ПРИ УДАРНО-ФРИКЦИОННОМ ВЗАИМОДЕЙСТВИИ СТОПЫ С ОПОРНОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ



¹Виктор Михайлович Мусалимов,
Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт проблем машиноведения Российской академии наук
Россия, Санкт-Петербург
Тел.: 8-921-421-79-17, E-mail: musvm@yandex.ru.



²Елена Борисовна Седакова,
Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт проблем машиноведения Российской академии наук
Россия, Санкт-Петербург
Тел.: 8-911-271-11-03, E-mail: elenasedakova2006@yandex.ru.



³Михаил Александрович Ерофеев,
Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт проблем машиноведения Российской академии наук
Россия, Санкт-Петербург
Тел.: 8-960-250-89-07, E-mail: mr.mikhail-erofeev@yandex.ru.



⁴Артем Олегович Кузнецов,
Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт проблем машиноведения Российской академии наук
Россия, Санкт-Петербург
Тел.: 8-953-357-64-08, E-mail: artem.o.kuznetcov@yandex.ru.

Аннотация

Исследованы подходы к получению реакций стопы при ходьбе, проведен анализ данных, полученных на стандартной динамометрической платформе и данных, полученных с использованием инерциальных датчиков. Обнаружено, что во втором случае регистрируются трехточечные импульсы, в отличие от двухточечных в первом случае. В ходе дальнейших исследований модели импульсов были представлены в базисе обобщенных функция Эрмита. Результаты работы рекомендуется использовать при

моделировании динамики двуногой ходьбы, при проектировании опорных элементов ортезов голеностопных суставов и двуногих роботов.

Ключевые слова: опорно-двигательный аппарат, функции Эрмита, моделирование, инерциальные измерительные устройства.

Благодарности: Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (проект № 124041500009-8).

Введение

В настоящем исследовании авторы сосредоточились на экспериментально-теоретическом исследовании реакций стопы при её ударно-фрикционным взаимодействии с опорной поверхностью. Понимание механики ударно-фрикционного взаимодействия полезно не только для моделирования ходьбы, но, например, и для решения задач реабилитационных процедур с использованием ортезов [1,2]. В качестве экспериментальной базы исследований использовались данные инерциальных измерительных устройств для получения протоколов по кинематике ходьбы. Параллельно в синхронизированном режиме выполнялись измерения на динамометрической платформе, В экспериментах [3] принимали участие женщины и мужчины без явных нарушений здоровья, без каких-ли травм и хирургических болезней в их историях болезней.

Известен ряд работ, посвященный динамике двуногой ходьбы [4,5]. Однако в них не учтены особенности локализации фаз взаимодействия стопы с опорной поверхностью. Не обнаружено также работ, где моделируются локальные импульсы реактивных касательных сил в фазах ударного касания пятки и носка ступни. Одна из целей наших работ определялась этим направлением.

Нами была использована платформа Kistler 9286a. Эта силовая платформа разработана специально для использования при анализе походки и равновесия, для задач реабилитации и исследований в биомеханике. Она имеет встроенный усилитель заряда, совместимый со всеми распространенными системами анализа движения. Пьезоэлектрические 3-компонентные датчики силы имеют очень низкие значения перекрестных помех и в сочетании с особым принципом конструкции обеспечивают требуемую точность нахождения центра давления.

Авторами был разработан измерительный комплекс, оснащенный акселерометром. Работа комплекса строилась в соответствии со следующей последовательностью обработки данных [6].

На рисунке 1 показано, как были установлены инерциальные датчики: на область крепления Ахиллова сухожилия и пяточной кости, а также на тыльную поверхность в область предплюсно - плюсневого сустава.

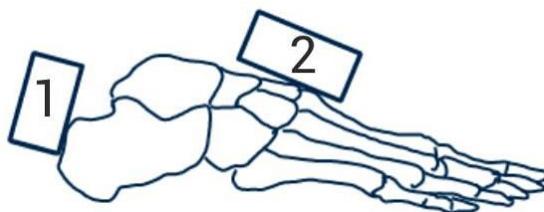


Рис. 1. Крепление инерциальных датчиков: 1-пяточная кость; 2-тыльная поверхность стопы

В отличие от данных платформы, позволяющей осуществлять замеры как касательных так и нормальных усилий, здесь фиксировались ударные нормальные нагрузки с данными по ускорениям. Известно, что программное обеспечение платформы традиционно настроено на условия статических испытаний, когда распределения главных векторов усилий выстраиваются вдоль соответствующих осей. Инерциальные устройства оценивают данные в условиях динамического состояния. Имеются ли расхождения между данными? И на что ориентироваться при постановке задач динамики двуногой ходьбы и решении прикладных задач, связанных с конструированием ортезов голеностопного сустава? Работа имеет целью дать ответы и на эти вопросы.

Анализ экспериментальных данных

На рисунке 2 представлены графики нормальных реакций стоп левой и правой ног. Верхняя часть – это обработка данных платформы, где силы измеряются в процентах веса, а время в процентах цикла шага. Нижняя – обработка данных системы инерциальных датчиков, где по оси ординат отложены значения доли ускорений относительно ускорения свободного падения, а ось абсцисс – те же проценты цикла шага. При весе человека, равного 70 кг, предельные значения на верхних графиках 110% составляют 770 н. А предельные значения 20g на нижних графиках – это 20% доля ускорения свободного падения g . Откуда следует, что это составляет значение 840 н. То есть оценка вертикальных реакций в условиях динамического состояния превышает максимальные значения реакций статического состояния. Но порядок величин один!

Качественно же графики существенно различаются. Первое отличие состоит в том, что на нижних графиках отображены локальные ударные импульсы ускорений, что естественно описывается обобщенными функциями Эрмита. Второе отличие состоит в том, что инерциальная система регистрирует три импульса (Рис.2).

При моделировании динамики ходьбы вертикальные реакции стопы многими авторами использовались образы двугорбых кривых в

сагиттальной плоскости. Более того, даже сопроводительное программное обеспечение при экспериментах на динамометрических платформах ориентировано на построение главных векторов вертикальных сил реакций в этой плоскости.

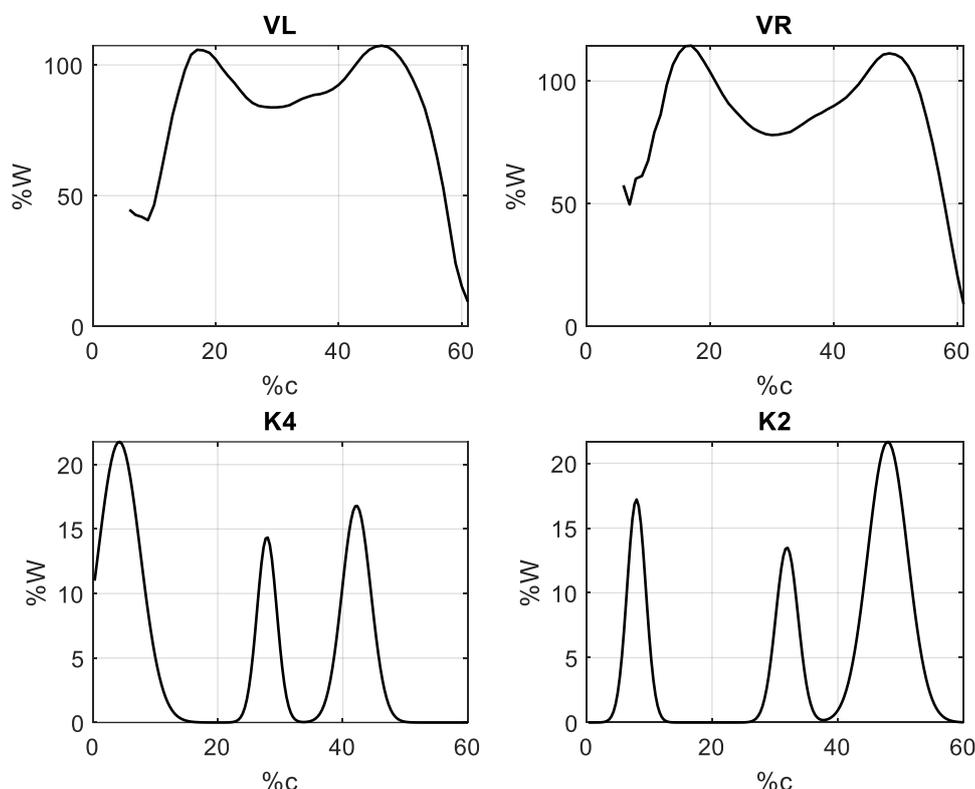


Рис. 2. VL,VR-данные динамометрической платформы-нормальные реакции для ступни левой и правой ног;K4,K2-данные инерциальных датчиков в условиях динамического состояния-для ступни левой и правой ног

Указанные допущения принимались в рамках традиционных постановок задач динамики твердого тела, когда внимание сосредотачивается на движении центра тяжести системы (точке). В целях успешного решения задачи реакции моделировались гладкими функциями, а контакт по умолчанию принимался точечным.

Опыт же показывает, что взаимодействие стопы с опорной поверхностью состоит из нескольких фаз: ударно-фрикционных и упруго-фрикционных. А использованные в экспериментах инерциальные датчики регистрирует три ударных импульса вместо двух на динамометрической платформе, что отражено в формуле:

$$F = a_1 \exp\left(-\left(\frac{x-b_1}{c_1}\right)^2\right) + a_2 \exp\left(-\left(\frac{x-b_2}{c_2}\right)^2\right) + a_3 \exp\left(-\left(\frac{x-b_3}{c_3}\right)^2\right).$$

численные значения параметров для K4(FL), K2(FR) в таком представлении приведены в таблице 1.

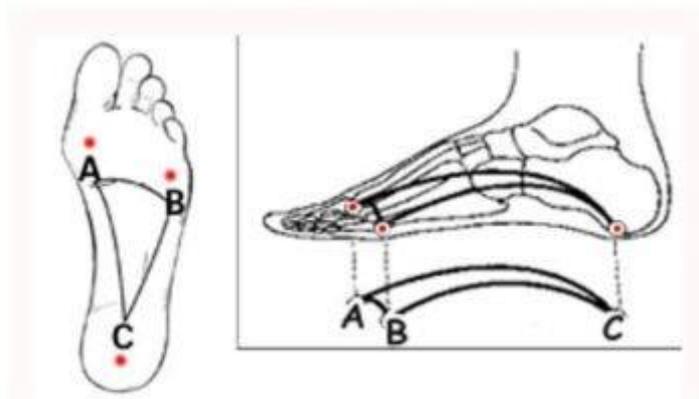


Рис. 3. F,B-точки реактивных ударных импульсов-плюсны большого пальца и мизинца; C-пяточная кость. Слева парасагиттальная плоскость, справа сагитальная плоскость.

Упруго-фрикционное взаимодействие стопы с опорной поверхностью при двуногой ходьбе

Есть ряд принципиальных соображений, чтобы делать акцент именно на парном анализе ходьбы. Во-первых, дважды в течении 20% от цикла ходьбы пятка одной ноги и носок другой одновременно импульсно контактируют с опорной поверхностью (двухопорный период цикла) с распределением энергии взаимодействия между обеими ногами. Во-вторых, опять же дважды в течении других 20% циклов от ходьбы подошва одной ноги в фазе упруго-фрикционного переката и ступня другой в фазе свободного переноса (одноопорный период) также перераспределяют энергию между обеими ногами.

Доля полной опоры в цикле шага составляет 60% процентов цикла шага. При этом по 20% приходится на 3 фазы :

- в первой фазе пятка одной ноги и носок другой ноги одновременно находятся в контакте с опорной поверхностью;
- во второй фазе ступня одной ноги осуществляет винтовой перекаат, а ступня второй ноги в колебательном режиме бесконтактно переносится к точке пяточного контакта;
- третья фаза с точностью до инверсии аналогична первой фазе.

На рис.4 представлены фазы взаимодействия ступни с опорной поверхностью при двуногой ходьбе. Здесь отражены только касательные взаимодействия в продольном и поперечном направлениях, формирующие процессы трения продольного скольжения и трения верчения. При этом, в опорных фазах выделяют передний и задний толчки-ударные импульсы продольных и поперечных касательных сил.

Таблица 1. Численные значения для K4(FL), K2(FR)

Параметры функций Эрмита			
	a	b	c
FL	$a_1 = 16.82$	$b_1 = 42.18$	$c_1 = 3.25$
	$a_2 = 14.39$	$b_2 = 27.87$	$c_2 = 2.22$
	$a_3 = 21.77$	$b_3 = 4.27$	$c_3 = 4.76$
FR	$a_1 = 21.66$	$b_1 = 47.93$	$c_1 = 4.48$
	$a_2 = 13.51$	$b_2 = 31.91$	$c_2 = 2.52$
	$a_3 = 17.21$	$b_3 = 7.97$	$c_3 = 2.09$

Эти импульсы сил локализованы, что позволило использовать при их моделировании функции Эрмита [7]:

$$E_1(t) = \frac{h_1(t - m)}{\sigma} \exp\left(\frac{-(t - m)^2}{D}\right)$$

для поперечных касательных сил и

$$E_0(t) = h_0 \exp\left(\frac{-(t - m)^2}{D}\right)$$

для продольных касательных сил.

Здесь обозначено: m — координаты точки контакта пятки и ступни вдоль сагитальной оси (сагитальная плоскость на рис. 3), D - дисперсия распределения, σ стандартное отклонение, h_0 и h_1 -корректирующие коэффициенты.

Остановимся на верхней части рис. 4, на котором показано распределение касательных сил в поперечном направлении с учетом двуногой ходьбы. В фазах 1 и 3 отображены моменты одновременного ударного контакта носка и пятки. При этом согласно экспериментам и их модельного описания в базисе обобщенных функций Эрмита распределения для пятки и носка являются зеркальными. В силу этого достаточно рассмотреть только один из фрагментов касательного удара. Отметим ещё один момент. Ось абсцисс согласно установившемуся традициям [7] используется для обозначения цикла шага, который измеряется в процентах. Полный цикл-это 100%, а на долю полной опоры стопы приходится 60%. Переход ко временной шкалам осуществляется при задании длины шага L , скорости движения V , длины ступни l . Принято, что длина ступни равна отрезку: пяточный бугор – плюсно-фаланговый сустав, а длины отрезков пяточный бугор-периферия пяточной подошвы и дистальной фаланги равны и обозначаются U_1 . Обозначим $TL = L/V$ период цикла шага и зададим переменные $t: TL / 100: TL$ согласованные со шкалой цикла.

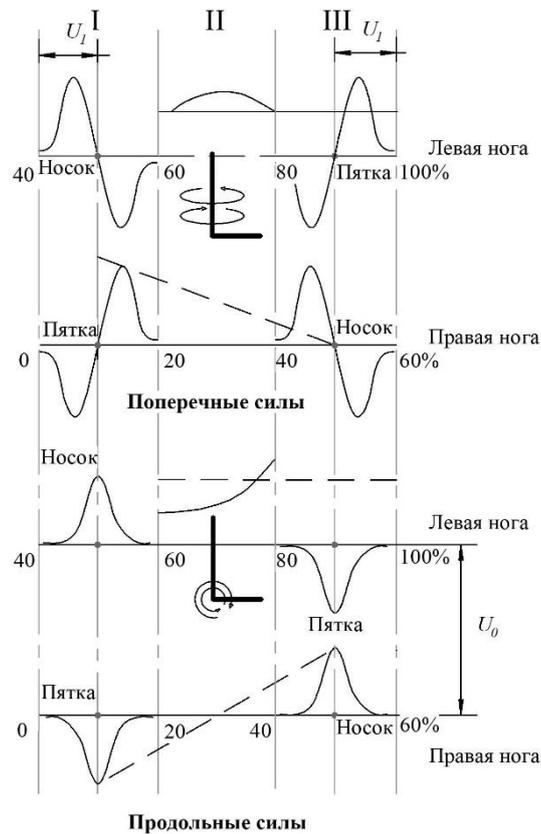


Рис. 4. Фазы локального упруго-фрикционного взаимодействия

В каждом отдельном случае сегменты процентов, которые являются нормой для не проблемной ходьбы, пересчитываются на временные сегменты. В одном из экспериментов получено $TL = 0.44$ сек. Тогда значение 10% по шкале циклов соответствует значению 0.044 сек по шкале времени. Оба фрагмента представлено на Рис.2 для $h_0 = 200$ и $h_1 = 12 \cdot 10^3$. Для вычисления импульсов сил определимся с пределами интегрирования обобщенных функция Эрмита. Эти пределы интегрирования выбраны таким образом, чтобы были охвачены 99 % площади под кривой функции распределения. Здесь оказалось полезным использование правила 3-х сигм из теории вероятностей [7], что дало $\sigma = 0.007$ с и $D = \sigma^2 = 4,9 \cdot 10^{-5}$.

Обсуждение результатов

Использование динамометрической платформы для исследования опорно-двигательной системы имеет свою историю. Она была разработана специально для использования при анализе походки, для задач реабилитации и исследований в биомеханике. При всех значимых характеристиках разработчики, с нашей точки зрения, не учли возникновения собственных колебаний в металлической пластине платформы при ударах пяткой и носком. И заметим, что платформа – это стационарная система. Датчики встроены в неё. С системой инерциальных

датчиков все по-другому: датчики прикрепляются непосредственно к пяточным костям опорно-двигательной системы.

В работе были использованы не все возможности системы, позволившие при использовании акселерометров оценить ускорения при ударном взаимодействии стопы с опорной поверхностью. На самом деле основу таких систем составляют и акселерометры, и гироскопы, и магнитометры, которые обеспечивают сбор данных о движении и положении тела в реальном времени [8,9,10]. На рис.5 представлена схема работы такой системы.

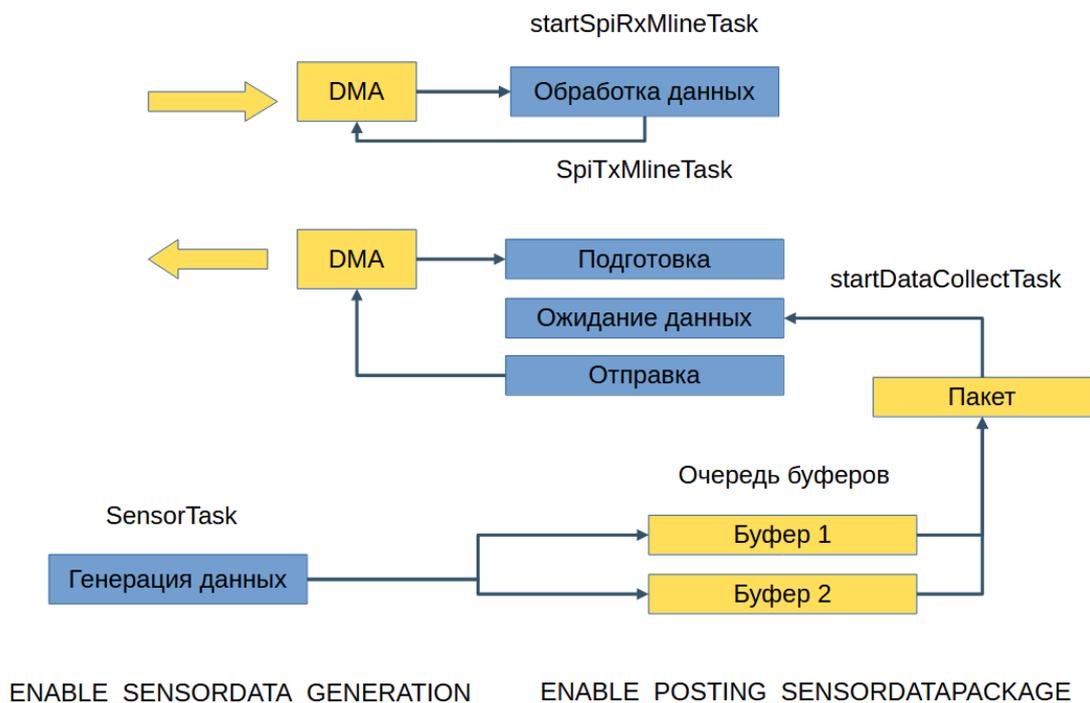


Рис. 5. Структурная схема работы программно-аппаратной инерциальной системы

Процесс начинался с запуском подпрограммы SensorTask которая собирала данные с датчиков — акселерометра, Следующий этап — работа подпрограммы startDataCollectTask. Она брала на себя предварительную обработку и фильтрацию данных, За процесс отправки данных отвечала подпрограмма SpiTxMlineTask. Завершада цикл подпрограмма startSpiRxMlineTask. Она принимала команды от подключенных устройств, позволяя настраивать параметры работы комплекса — от тонкой регулировки датчиков до изменения скорости передачи данных.

Отметим, что такие системы имеют положительные пользовательские особенности[11]:

- обеспечивают высокую точность измерений[12]: современные датчики способны фиксировать даже минимальные изменения в движениях.
- обладают низкой стоимостью по сравнению с традиционными системами мониторинга.
- они мобильны: компактность и возможность интеграции в носимые устройства [13,14,15] делают их удобными для повседневного использования.
- осуществляют удаленный мониторинг: данные могут передаваться в реальном времени на устройства специалистов или в облачные системы для дальнейшего анализа.

В условиях развития медицинского оборудования инерциальные измерительные устройства (ИИУ) становятся важным инструментом в создании ортезов — специализированных устройств, предназначенных для поддержки, коррекции или компенсации функций опорно-двигательного аппарата.

Мы полагаем, что постановка проблемы конструирования ортезов должна опираться на парадигму: биомехатронная система стопа-ортез. Такая проектно-исследовательская программа включает в себя набор компетенций: биомеханика стопы с учетом ее упруго-ударно-фрикционного взаимодействия с опорной поверхностью; клинический анализ походки; дизайн мехатронного ортеза; синтез систем дистанционного контроля за состоянием системы.

Заключение

Установлены закономерности упруго-фрикционного взаимодействия ступни с опорной поверхностью в их ударных фазах для двуногой ходьбы. Показано, что поперечные и продольные локализованные импульсы сил формируют действия, согласованные (синхронизированные) для обеих ног.

Апробировано инерциальное измерительное устройство, позволяющее количественно оценивать доли нормальных ускорений при ударном взаимодействии стопы с опорной поверхностью с помощью акселерометров.

Разработана модель, основанная на функциях Эрмита, которая продемонстрировала возможность интерпретации кинематики походки и может служить основой для дальнейших исследований. Обнаружено, что во втором случае регистрируются трехточечные импульсы в отличие от двухточечных в первом случае.

Проведённое исследование демонстрирует потенциал использования акселерометров как эффективного инструмента для анализа походки, вносит вклад в развитие биомеханических исследований и создаёт

предпосылки для практического применения полученных данных в решении прикладных задач.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Donatelli R.A. Normal biomechanics of the foot and ankle // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* – 1985. – Vol. 7, № 3. – P. 91–95. – DOI: 10.2519/jospt.1985.7.3.91.
- [2] Даминов В.Д., Зими́на Е.Ю., Рыбалко Н.В., Кузнецов А.Н. Роботизированные технологии восстановления функции ходьбы в нейрореабилитации. – М. : РАЕН, 2010. – 128 с.
- [3] Мусалимов В.М., Паасуке М., Гапеева Е., Ерелине Я., Ерофеев М.А. Моделирование динамики опорно-двигательной системы // *Науч.-техн. вестн. информац. технол., механики и оптики.* – 2017. – Т. 17, № 6. – С. 1159–1166.
- [4] Белецкий В.В. Двухногая ходьба: модельные задачи динамики и управления. – М. : Наука, 1984. – 288 с.
- [5] Вукобратович М., Франк А., Джурич Д. Об устойчивости при передвижении на двух ногах // *Механика.* – 1972. – № 1 (131).
- [6] Wilson S., Eberle H., Hayashi Y., Madgwick S.O.H., McGregor A., Jing X., Vaidyanathan R. Formulation of a new gradient descent MARG orientation algorithm: Case study on robot teleoperation // *Mech. Syst. Signal Process.* – 2019. – Vol. 130. – P. 183–200. – ISSN: 0888-3270.
- [7] Мусалимов В.М., Ерофеев М.А., Монахов Ю.С., Малов М.С. Моделирование ударно-фрикционного взаимодействия стопы с опорной поверхностью с использованием базиса обобщенных функций Эрмита // *Изв. вузов. Приборостроение.* – 2023. – Т. 66, № 8. – С. 652–659. – DOI: 10.17586/0021-3454-2023-66-8-652-659.
- [8] Jang S., Park S., Moon S., Kim J., Lee S. Comparison of Camera-based and Inertial Measurement Unit-based Motion Analysis // *Proc. 7th Int. Conf. on Sensor Networks (SENSORNETS 2018).* – 2018. – P. 161–167. – DOI: 10.5220/0006716601610167. – URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/cfaf/ea1e554e9640345160334c64a5ed14a5dbcd.pdf>
- [9] Xie X., Geng R., Ma J., Zhou B. AKF-LIO: LiDAR-Inertial Odometry with Gaussian Map by Adaptive Kalman Filter. – 2025. – URL: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2503.06891>
- [10] Rao B., Kazemi E., Ding Y., Shila D.M., Tucker F.M., Wang L. CTIN: Robust Contextual Transformer Network for Inertial Navigation. – 2021. – URL: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2112.02143>
- [11] Попков А.В., Бахшиев А.В. Разработка системы распознавания динамических жестов для устройств, содержащих инерциальный модуль (IMU) // *Современное машиностроение: наука и образование:*

- материалы 10-й Междунар. науч.-практ. конф. / под ред. А.Н. Евграфова, А.А. Поповича. – СПб. : ПОЛИТЕХ_ПРЕСС, 2021. – С. 373–388. – ISSN 2223-0807. – УДК 004.05А.
- [12] García-de-Villa S., Casillas-Pérez D., Jiménez-Martín A., García-Domínguez J.J. Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Comprehensive Review // IEEE Trans. Instrum. Meas. – 2023. – Vol. 72. – URL: <https://arxiv.org/abs/2401.12919>
- [13] Martini E., Boldo M., Aldegheri S., Valè N., Filippetti M., Smania N., Bertucco M., Picelli A., Bombieri N. Enabling Gait Analysis in the Telemedicine Practice through Portable and Accurate 3D Human Pose Estimation // Comput. Methods Programs Biomed. – 2022. – Vol. 225. – 107016. – ISSN 0169-2607. – DOI: 10.1016/j.cmpb.2022.107016.
- [14] Scheiterer E.S., Heinrich S., Liphardt A.-M., Leyendecker S. Marker position uncertainty in joint angle analysis for normal human gait — A new error-modelling approach // Biomed. Signal Process. Control. – 2024. – Vol. 95, Part B. – 106474. – ISSN 1746-8094. – DOI: 10.1016/j.bspc.2024.106474.
- [15] Yan J., Xiong W., Jin L., Jiang J., Yang Z., Hu S., Zhang Q. Spatial and temporal attention embedded spatial temporal graph convolutional networks for skeleton based gait recognition with multiple IMUs // iScience. – 2024. – Vol. 27, № 9. – 110646. – ISSN 2589-0042. – DOI: 10.1016/j.isci.2024.110646.

V.M. Musalimov, E.B.Sedakova, M.A. Erofeev, A.O. Kuznetsov

MODELING REACTIONS DURING IMPACT-FRICTION INTERACTION OF THE FOOT WITH THE SUPPORTING SURFACE

Institute for Problems in Mechanical Engineering of the Russian Academy
of Science, Russia

Abstract

The article considers variants of experimental data obtained on a standard dynamometric platform and data obtained using inertial sensors. It was found that in the second case, three-point impulses are recorded, in contrast to two-point ones in the first case. In the course of further studies, the impulse models were presented in the basis of generalized Hermite functions. The results of the work are recommended for use in modeling the dynamics of bipedal walking, in designing support elements of ankle orthoses and bipedal robots.

Key words: musculoskeletal system, Hermite functions, modeling, inertial measurement units

REFERENCES

- [1] Donatelli R.A. Normal biomechanics of the foot and ankle // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* – 1985. – Vol. 7, № 3. – P. 91–95. – DOI: 10.2519/jospt.1985.7.3.91.
- [2] Daminov V.D., Zimina E.Yu., Rybalko N.V., Kuznetsov A.N. Robotizirovannye tekhnologii vosstanovleniya funktsii khod'by v neirokeabilitatsii. – M. : RAEN, 2010. – 128 s.
- [3] Musalimov V.M., Paasuke M., Gapeeva E., Yereline Ya., Erofeev M.A. Modelirovanie dinamiki oporno-dvigatel'noi sistemy // *Nauch.-tekhn. vestn. informats. tekhnol., mekhaniki i optiki.* – 2017. – T. 17, № 6. – S. 1159–1166.
- [4] Beletskii V.V. Dvunogaya khod'ba: model'nye zadachi dinamiki i upravleniya. – M. : Nauka, 1984. – 288 s.
- [5] Vukobratovich M., Frank A., Dzhurich D. Ob ustoichivosti pri peredvizhenii na dvukh nogakh // *Mekhanika.* – 1972. – № 1 (131).
- [6] Wilson S., Eberle H., Hayashi Y., Madgwick S.O.H., McGregor A., Jing X., Vaidyanathan R. Formulation of a new gradient descent MARG orientation algorithm: Case study on robot teleoperation // *Mech. Syst. Signal Process.* – 2019. – Vol. 130. – P. 183–200. – ISSN: 0888-3270.
- [7] Musalimov V.M., Erofeev M.A., Monakhov Yu.S., Malov M.S. Modelirovanie udarno-friktsionnogo vzaimodeistviya stopy s opornoj poverkhnost'yu s ispol'zovaniem bazisa obobshchennykh funktsii Ermita // *Izv. vuzov. Priborostroenie.* – 2023. – T. 66, № 8. – S. 652–659. – DOI: 10.17586/0021-3454-2023-66-8-652-659.
- [8] Jang S., Park S., Moon S., Kim J., Lee S. Comparison of Camera-based and Inertial Measurement Unit-based Motion Analysis // *Proc. 7th Int. Conf. on Sensor Networks (SENSORNETS 2018).* – 2018. – P. 161–167. – DOI: 10.5220/0006716601610167. – URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/cfaf/ea1e554e9640345160334c64a5ed14a5dbcd.pdf>
- [9] Xie X., Geng R., Ma J., Zhou B. AKF-LIO: LiDAR-Inertial Odometry with Gaussian Map by Adaptive Kalman Filter. – 2025. – URL: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2503.06891>
- [10] Rao B., Kazemi E., Ding Y., Shila D.M., Tucker F.M., Wang L. CTIN: Robust Contextual Transformer Network for Inertial Navigation. – 2021. – URL: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2112.02143>
- [11] Popkov A.V., Bakhshiev A.V. Razrabotka sistemy raspoznavaniya dinamicheskikh zhestov dlya ustroystv, sodержashchikh inertsiial'nyi modul' (IMU) // *Sovremennoe mashinostroenie: nauka i obrazovanie: materialy 10-i Mezhdunar. nauch.-prakt. konf. / pod red. A.N. Evgrafova, A.A. Popovicha.* – SPb. : POLITEKH_PRESS, 2021. – S. 373–388. – ISSN 2223-0807. – UDK 004.05A.

- [12] García-de-Villa S., Casillas-Pérez D., Jiménez-Martín A., García-Domínguez J.J. Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Comprehensive Review // *IEEE Trans. Instrum. Meas.* – 2023. – Vol. 72. – URL: <https://arxiv.org/abs/2401.12919>
- [13] Martini E., Boldo M., Aldegheri S., Valè N., Filippetti M., Smania N., Bertucco M., Picelli A., Bombieri N. Enabling Gait Analysis in the Telemedicine Practice through Portable and Accurate 3D Human Pose Estimation // *Comput. Methods Programs Biomed.* – 2022. – Vol. 225. – 107016. – ISSN 0169-2607. – DOI: 10.1016/j.cmpb.2022.107016.
- [14] Scheiterer E.S., Heinrich S., Liphardt A.-M., Leyendecker S. Marker position uncertainty in joint angle analysis for normal human gait — A new error-modelling approach // *Biomed. Signal Process. Control.* – 2024. – Vol. 95, Part B. – 106474. – ISSN 1746-8094. – DOI: 10.1016/j.bspc.2024.106474.
- [15] Yan J., Xiong W., Jin L., Jiang J., Yang Z., Hu S., Zhang Q. Spatial and temporal attention embedded spatial temporal graph convolutional networks for skeleton based gait recognition with multiple IMUs // *iScience.* – 2024. – Vol. 27, № 9. – 110646. – ISSN 2589-0042. – DOI: 10.1016/j.isci.2024.110646.