

П. А. ХМАРСКИЙ¹, С. А. ГОЛУБЕВА¹, Е. В. ЛЕМЕШКО², С. В. ГУБКИН²

ОБНАРУЖЕНИЕ ФАЗ ШАГА ПАЦИЕНТА ПО ДАННЫМ ИНЕРЦИАЛЬНОГО ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО МОДУЛЯ

¹ Государственное научное учреждение «Институт прикладной физики Национальной академии наук Беларуси», г. Минск, Республика Беларусь

² Государственное научное учреждение «Институт физиологии Национальной академии наук Беларуси», г. Минск, Республика Беларусь

Представлен анализ методов обнаружения фаз шага на основе данных инерциальных измерительных модулей, закрепленных на стопах пациента. Исследование включает сравнение эффективности акселерометров и гироскопов, изучение методов фильтрации сигналов и определение оптимальных пороговых значений для выделения фаз шага. Применение двусторонней фильтрации Баттерворта и закрепление сенсоров в области подъема стопы позволило улучшить точность и стабильность алгоритмов обработки данных. Предложенная методика может быть использована в режиме реального времени для мониторинга и реабилитации пациентов, включая интеграцию с медицинскими костюмами.

Ключевые слова: обнаружение шага, инерциальные измерительные модули, акселерометр, гироскоп, реабилитация, медицинские костюмы.

Введение. В современной медицинской практике все больше внимания уделяют объективной оценке двигательной активности человека с использованием инструментальных методов исследования [1, 2]. Одним из приоритетных направлений является анализ параметров походки, который особенно важен для мониторинга и реабилитации пациентов после травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата [3, 4]. Разработка алгоритмов обнаружения фаз шага на основе данных инерциальных измерительных модулей (ИИМ) продолжает оставаться актуальной исследовательской задачей. Существующие методы [5, 6, 7] демонстрировали высокую эффективность при относительно низкой вычислительной сложности, однако требуют дальнейшей проработки для применения в реальных условиях, включая оптимизацию параметров фильтрации и пороговых значений.

Использование медицинских костюмов с интегрированными ИИМ, таких как *Teslasuit* [8, 9], представляется перспективным для высокоточной регистрации и анализа движений. Точное определение фаз шага позволяет улучшить синхронизацию терапевтических процедур, например, функциональной электрической стимуляции (FES) [10, 11], минимизировать погрешности акселерометров [12, 13] и улучшить надежность оценки походки.

Современные подходы включают использование методов глубокого обучения [14] и анализ влияния размещения сенсоров на точность оценки параметров походки [15].

Целью настоящего исследования является разработка и экспериментальная проверка алгоритма автоматического обнаружения фаз шага по данным инерциальных измерительных модулей, установленных на стопах пациента. Задачи работы включают анализ влияния различных методов цифровой фильтрации сигналов акселерометра на качество выделения фаз шага, а также оценку возможности применения предложенного алгоритма в режиме реального времени.

Материалы и методы исследования. Для проведения экспериментальных исследований использовали 2 типа ИИМ: *ICM-20948* и *BNO085*. Данные модули были закреплены на стопах пациента в области подъема для точной фиксации динамики движений ступней. По результатам тестирования для построения алгоритма и получения экспериментальных данных, представленных в работе, использовались данные,

зарегистрированные с использованием модуля ICM-20948 за счёт его низкого уровня шума и высокой частоты дискретизации (до 1000 Гц). Модуль BNO085 применялся для проверки воспроизводимости результатов, а также для верификации работы алгоритма на оборудовании с иной архитектурой сенсоров и встроенной фильтрацией. Последующий анализ результатов и иллюстрированные примеры графиков фаз шага получены с использованием модуля ICM-20948.

Модуль ICM-20948 представляет собой компактное устройство, в состав которого входит трехосевой акселерометр, гироскоп и магнитометр [16]. Встроенные сенсоры позволяют измерять линейные ускорения (в пределах от $\pm 2g$ до $\pm 16g$), угловую скорость (± 250 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 °/с) и определять ориентацию при частоте дискретизации до 1000 Гц [16]. Особенностью данного модуля является низкий уровень шума, что позволяет фиксировать даже незначительные изменения движений пациента.

Модуль BNO085 содержит интеллектуальные алгоритмы обработки сигналов, что повышает точность оценки положения пациента и исключает систематические ошибки [17]. Технология Fusion Algorithms, встроенная в модуль, обеспечивает стабилизацию измерений в режиме реального времени. Характеристики модуля включают заявленную точность по крену и тангажу (менее 0,5 °), угловую точность курса (1 °) и частоту обновления данных до 200 Гц [17]. Указанные показатели особенно актуальны при проведении экспериментальных исследований на участниках с нарушениями походки.

Перед проведением исследования была выполнена процедура калибровки: нивелирована гравитационная составляющая сигналов акселерометра и компенсирован эффект дрейфа гироскопов, что обеспечило воспроизводимость данных при длительных экспериментах. Кроме того, модули были герметично упакованы для защиты от воздействия внешней среды, что особенно важно при продолжительных исследованиях или в условиях, предъявляющих повышенные требования к сохранению точности данных.

Результаты и их обсуждение. Проведен ряд экспериментов, направленных на оценку эффективности предложенных алгоритмов выделения фаз шага по данным инерциальных измерительных модулей. Ниже приведены основные результаты, иллюстрирующие поведение сигналов датчиков при использовании различных методов фильтрации и особенности работы алгоритма в типичных условиях регистрации движений. Обсуждение полученных данных позволяет определить преимущества выбранных подходов и выявить направления для дальнейшего совершенствования системы регистрации фаз шага.

На рисунке 1 представлены фазы шага (начальный контакт, средняя фаза, конечный контакт) и соответствующие им изменения сигналов, зафиксированных инерциальными измерительными модулями. Каждый этап шага показан графически в связке с временными изменениями сигналов акселерометра и гироскопа.

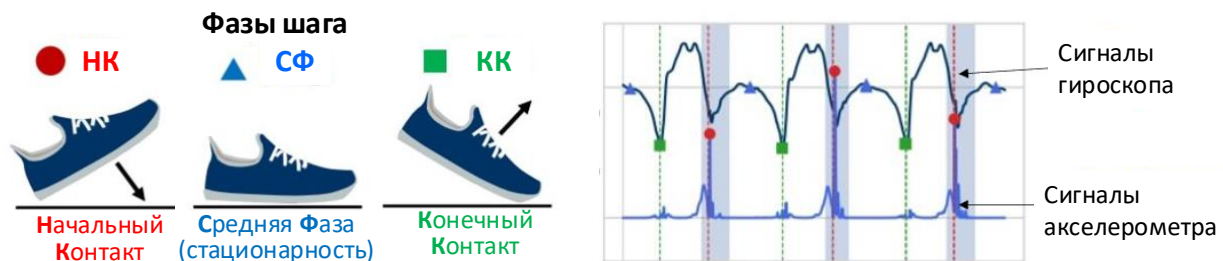


Рисунок 1. Фазы шага и сигналы датчиков ИИМ

Выделяют 3 основные фазы шага, связанные с контактом стопы с поверхностью земли:

1. НК (начальный контакт), также известный как «Initial Contact» согласно терминологии D. A. Winter, представляет момент, когда пятка впервые касается поверхности [1]. НК ассоциируют с начальной фазой нагрузочного ответа, и на графике он проявляется резким пиковым значением сигналов акселерометра и гироскопа.

2. *СФ (средняя фаза, стационарность)*, которая в зарубежной литературе называется «*Mid-Stance*» или «*Foot Flat*», отражает стадию полной опоры стопы на поверхность. В ней сигналы акселерометра сглаживаются из-за сниженной динамики и стабилизации положения.

3. *КК (конечный контакт)*, известный как «*Terminal Stance*» (или «*Toe Off*»), связан с моментом, когда стопа начинает отрываться от поверхности, переходя к фазе переноса, что сопровождается еще одним ростом в сигналах, фиксируемых гироскопом, и уменьшением значений акселерометра.

Также на рисунке 1 представлены графики сигналов гироскопа и акселерометра ИИМ, фиксирующие данные в процессе одного цикла шага. Сигналы гироскопа отражают угловую скорость, а акселерометр – изменения линейных ускорений. Красные, синие и зеленые маркеры на графике обозначают моменты, соответствующие началу, середине и завершению контакта стопы с поверхностью земли, что позволяет визуализировать временную структуру этого процесса.

Рисунок демонстрирует, как использование ИИМ позволяет детально фиксировать каждую фазу шага, что наглядно показывает потенциал применения таких систем для анализа биомеханики движений в режиме реального времени.

Размещение ИИМ на стопах пациента обусловлено прежде всего необходимостью точного анализа фаз шага на основе данных силы и динамики контакта стопы с опорной поверхностью. Такое расположение соответствует ряду ключевых особенностей биомеханики движения: именно движение стоп является индикатором начального и завершающего контактов, которые критически важны для выделения фаз шага. Размещение ИИМ на стопах позволяет минимизировать ошибки при обнаружении фаз шага, так как указанные части организма человека обеспечивают прямой доступ к динамическим изменениям параметров ускорения и угловой скорости в процессе ходьбы.

Более того, расположение датчиков именно на подъеме стопы обеспечивает стабильность крепления и точность регистрации данных даже при высокой двигательной активности. Результаты исследований показывают, что такая установка эффективна для устранения систематических ошибок гироскопов и для минимизации отклонений, вызванных общими движениями тела, которые могли бы исказить расчеты, если ИИМ был бы размещен в других зонах (например, на бедре или туловище). Приведенная методика также позволяет синхронизировать данные с другими сенсорами, используемыми в медицинских костюмах, что открывает широкие возможности для реабилитации и мониторинга пациентов в режиме реального времени.

На рисунке 2 уточнены различия в обработке сигналов акселерометра и гироскопа для задачи обнаружения шага и обоснован выбор сигнала акселерометра в качестве основного параметра.

Сигнал акселерометра демонстрирует высокую четкость и выраженность пиков, соответствующих активным фазам шага. После фильтрации удастся минимизировать шумы и выделить ключевые моменты ускорения, связанные с началом и завершением движения стопы, что упрощает задачу обнаружения фаз шага и повышает точность алгоритма.

Сигнал гироскопа более чувствителен к вращательным движениям и отклонениям, вызванным наклоном стопы в процессе ходьбы. Однако он менее информативен для определения начала и конца контакта стопы с опорой, что приводит к усложнению расчета и увеличению погрешностей при попытке выделить фазы шага исключительно по данным гироскопа.

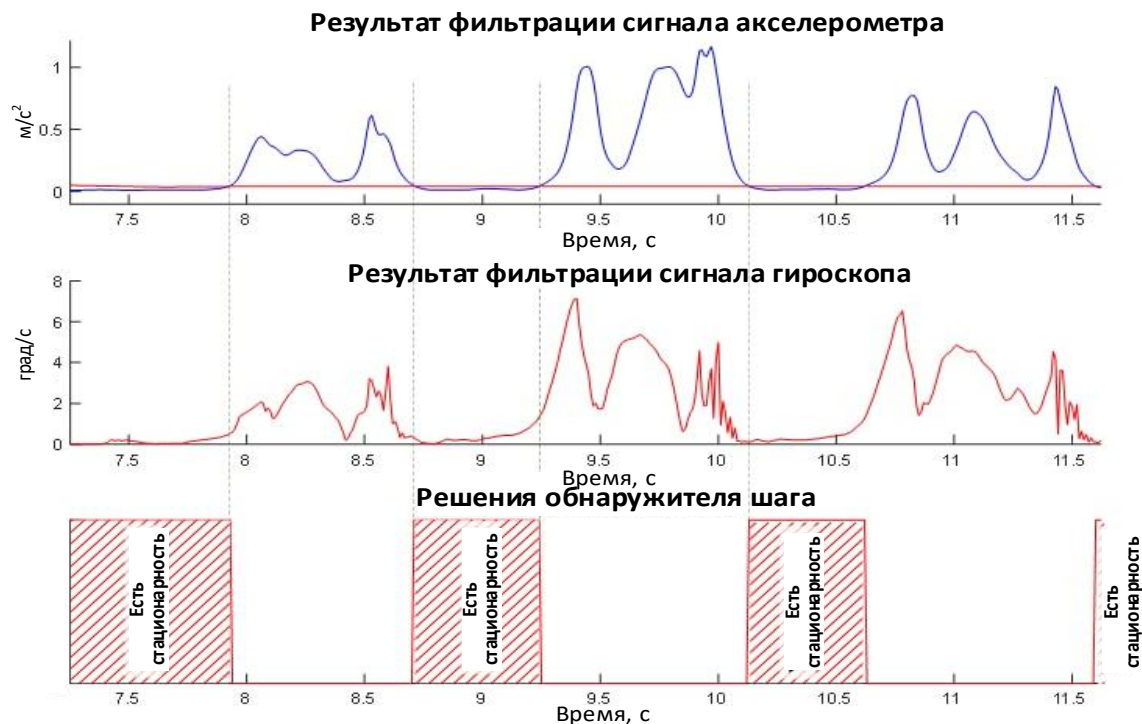


Рисунок 2. Сигналы датчиков инерциального измерительного модуля в процессе ходьбы

На основании анализа сигналов установлено, что акселерометр обеспечивает более четкое разделение фаз шага и имеет меньшую подверженность систематическим ошибкам и дрейфу, характерным для гироскопа. Таким образом, использование акселерометра в качестве основного сенсора для обнаружения шагов не только упрощает обработку данных, но и повышает точность алгоритма его выявления.

На рисунке 3 представлена технология реализации алгоритма обнаружения шага на основе данных акселерометра ИИМ, закрепленного на стопе. Структурная схема отображает последовательность обработки сигналов акселерометра. На вход поступает трехосевой сигнал ускорений, который преобразуется в норму ускорения и затем проходит через 3 основных этапа:

1. *Фильтрация высоких частот (ФВЧ):* устраняет низкочастотные составляющие сигнала, вызванные медленными движениями (например, гравитацией) или шумами.
2. *Фильтрация низких частот (ФНЧ):* исключает высокочастотные шумы, сохраняя важные для анализа изменения сигнала.
3. *Пороговое устройство:* применяют для выявления значительных изменений в сигнале, которые соответствуют фазам шага. Если его значение превышает порог, фиксирует событие «Шаг».

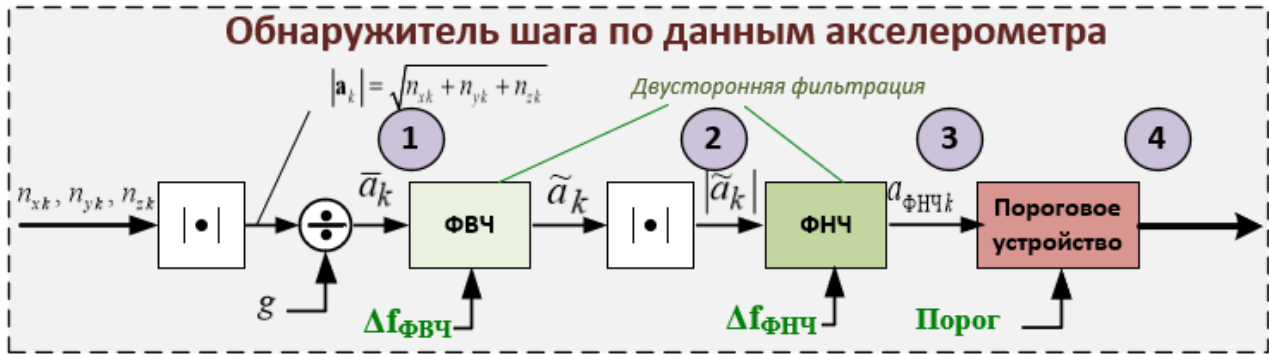
В результате обработки полученные данные передают на выход обнаружителя, где формируют бинарные решения относительно каждой фазы движения: «Есть шаг» или «Есть стационарность».

На рисунке 3 Б показан пример временного ряда, иллюстрирующий обработку сигнала акселерометра на различных этапах алгоритма обнаружения шага:

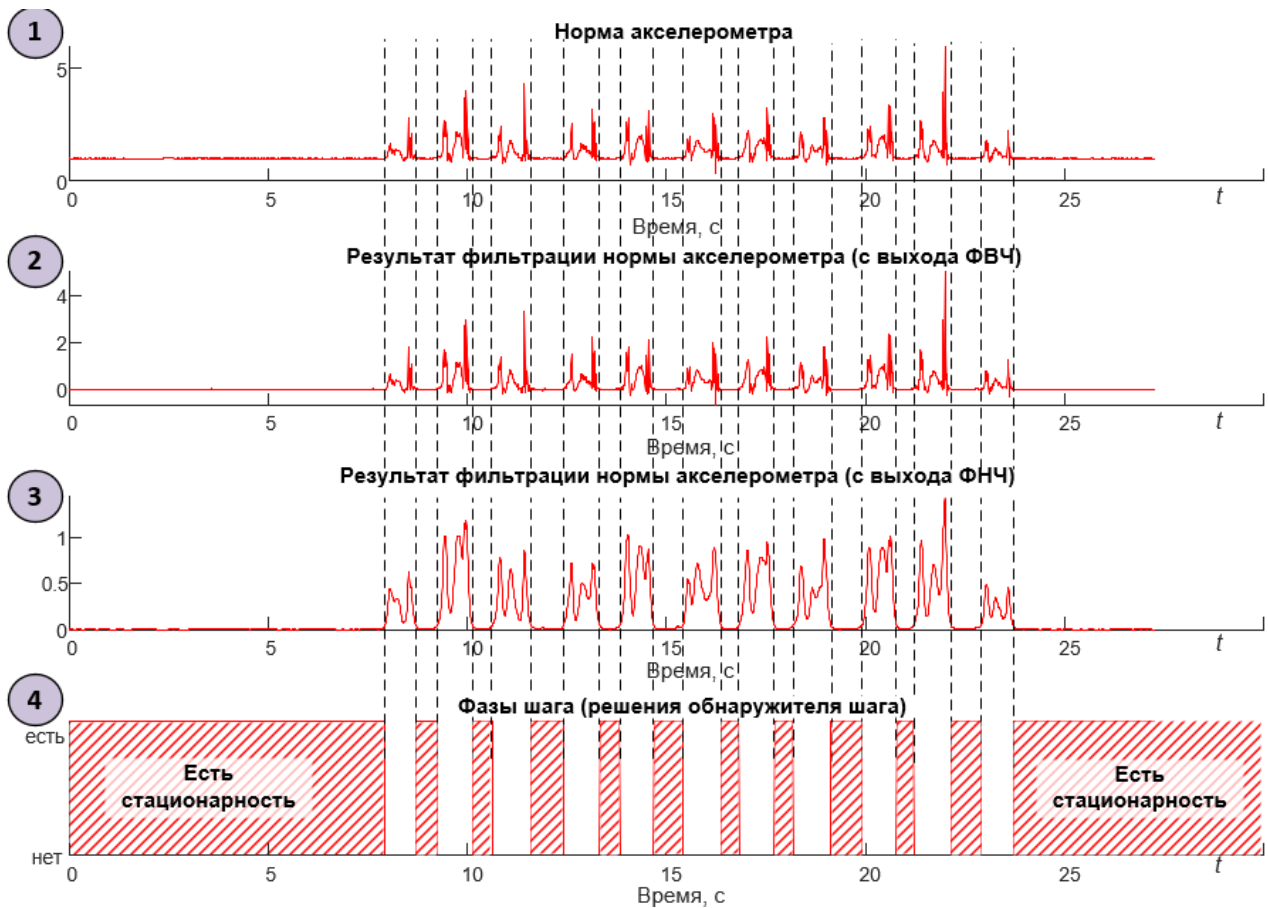
1. *График 1:* исходная норма сигнала акселерометра представляет собой «сырые» данные ускорений без фильтрации. Видны неоднородные колебания, обусловленные движениями и шумами.
2. *График 2:* после ФВЧ низкочастотные компоненты удаляют, выделяя быстрые изменения, связанные с фазами шага.
3. *График 3:* после ФНЧ сигнал сглаживается, устраняют высокочастотные шумы. Полученные пики точно соответствуют фазам шага.

4. *График 4*: выходной сигнал порогового устройства отображает решения алгоритма: «Есть активность» или «Есть стационарность».

Представленный алгоритм эффективно сегментирует данные акселерометра, позволяя точно обнаруживать фазы шага в режиме реального времени. Четкость пиков в обработанном сигнале делает его пригодным для дальнейших фазометрических расчетов. Логичное следование этапам фильтрации обеспечивает устойчивость алгоритма и минимизацию ошибок.



А



Б

Рисунок 3. Обнаружитель шага по данным трехосевого акселерометра, закрепленного на стопе: структурная схема (а); временные диаграммы сигналов на различных этапах обработки сигналов акселерометра (б)

На рисунке 4 показаны результаты обработки сигнала акселерометра с использованием двусторонней фильтрации, реализованной через фильтры низких и высоких частот Баттерворта, и сравнение с односторонней фильтрацией. Основное внимание уделено преимуществам двустороннего подхода для точного обнаружения фаз шага.

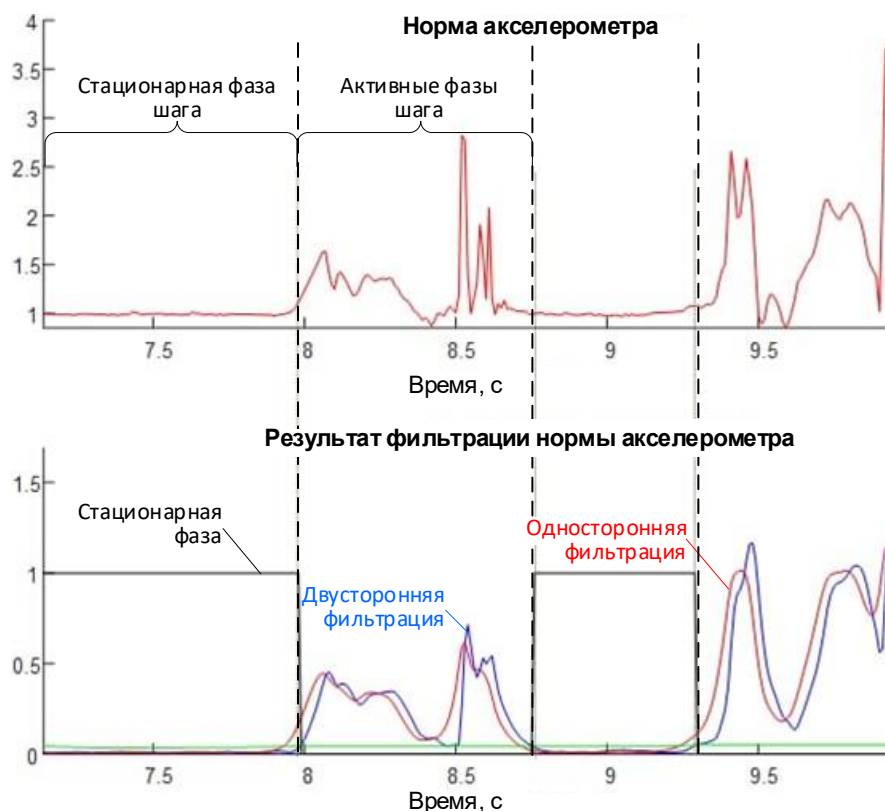


Рисунок 4. Пояснение преимуществ двусторонней фильтрации по сравнению с односторонней при обработке данных акселерометра на примере шага пациента

На рисунке 4 продемонстрирована норма сигнала акселерометра, где можно выделить 2 ключевые фазы – стационарную фазу шага (участки со стабильными и низкоамплитудными значениями) и активную фазу шага (участки с резкими изменениями и пиками). Однако исходный сигнал содержит низкочастотные компоненты, такие как гравитационная составляющая, а также шумы, усложняющие анализ. В процессе обработки сигнала акселерометра были использованы 2 подхода:

1. *Односторонняя фильтрация (обозначена красным):* приводит к фазовым искажениям, из-за которых пики сигнала теряют точную временную привязку к реальным событиям шагов (например, начало или окончание фаз). Такая фильтрация может снизить точность обнаружения фаз шага.

2. *Двусторонняя фильтрация Баттерворта (обозначена синим):* обеспечивает сохранение временной привязки сигнала к реальным событиям. Благодаря обработке сигнала в прямом и обратном направлениях устраняются фазовые искажения, а структура сигнала становится сглаженной, что позволяет четко выделить пики, соответствующие началу и окончанию фаз шага.

В приведённой выше классификации под *односторонней фильтрацией* понимается классическая фильтрация сигнала только в прямом направлении по временной оси – от первого отсчёта к последнему. Такой подход может приводить к фазовым искажениям: отклонению во времени пиков и характерных событий сигнала относительно реальных моментов фаз шага.

В отличие от этого, *двусторонняя фильтрация* подразумевает применение фильтра последовательно в двух направлениях: сначала в прямом, затем в обратном по временной оси. Это реализуется, например, через функцию `filtfilt` в MATLAB или SciPy (Python). Такой метод исключает фазовые искажения и обеспечивает совпадение выделенных событий с реальными временными точками фаз шага, что критически важно для точности анализа.

Таким образом, под «обработкой сигнала в прямом и обратном направлениях» подразумевается двукратное последовательное применение фильтра, направленное на повышение точности выделения ключевых моментов сигнала.

Двусторонний подход в сочетании с фильтрами Баттерворта дает ключевые преимущества: точное выделение движения, минимизацию влияния шума и гравитационных составляющих, а также исключение смещения сигналов. Данные характеристики делают его особенно эффективным для анализа походки, где точное определение этапов движения является приоритетной задачей.

На рисунке 5 показано влияние порядка фильтра Баттерворта на качество обработки сигнала акселерометра для обнаружения шага. Сигнал представляет собой норму ускорения, в которой видны пики, связанные с фазами шага, и периоды стационарности. Для устранения шумов и сохранения ключевых особенностей сигнала применяли фильтрацию.

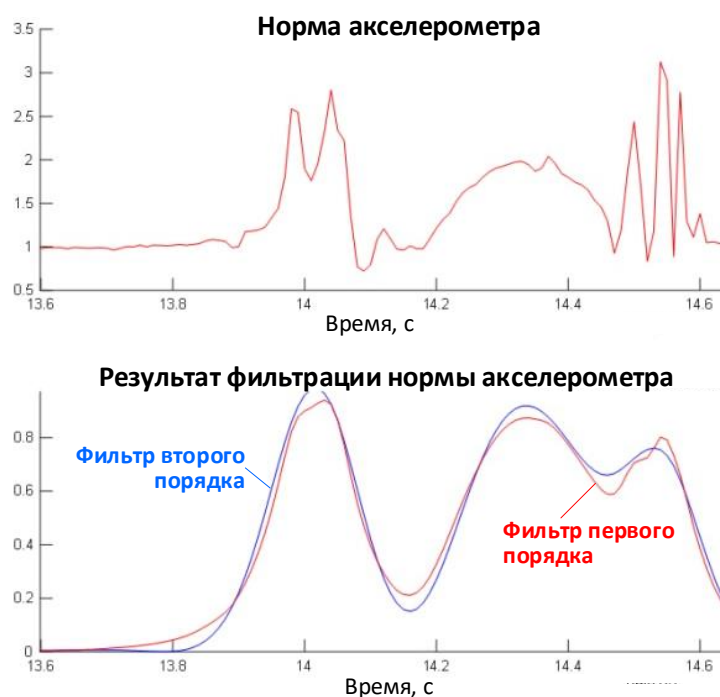


Рисунок 5. Сравнение результатов применения фильтров первого и второго порядка при обработке нормы акселерометра для обнаружения шага

На рисунке 5 представлены результаты фильтрации нормы акселерометра с использованием фильтров первого (красная линия) и второго порядка (синяя линия). Видно, что фильтр второго порядка обеспечивает более гладкую форму выходного сигнала по сравнению с фильтром первого порядка, позволяя точнее выделять основные фазы шага. Использование фильтра второго порядка способствует снижению амплитуды шумов и случайных выбросов, что повышает надёжность обнаружения характеристических особенностей походки.

Таким образом, разработанная методика обнаружения фаз шага на основе данных ИИМ успешно сочетает преимущества акселерометров и фильтрации сигналов, что позволяет добиться высокой точности выделения фаз шага, минимизировать влияние шума и систематических ошибок, а также обеспечить стабильность системы в условиях высокой динамической активности. Использование двусторонней фильтрации Баттерворта и оптимальное

расположение сенсоров на стопе обеспечивают надежность и воспроизводимость результатов. Предложенные подходы являются перспективными для применения как в реабилитационных системах с интеграцией дополнительных сенсоров, так и в задачах мониторинга двигательной активности пациентов в режиме реального времени.

Заключение. В результате проведенного исследования были разработаны и протестированы алгоритмы обнаружения фаз шага на основе данных инерциальных измерительных модулей, закрепленных на стопах пациента. Предложенный подход, включающий использование акселерометров и методов фильтрации Баттерворта второго порядка, позволил минимизировать шумы и систематические ошибки, обеспечив точную сегментацию фаз шага. Оптимальное расположение сенсоров в области подъема стопы обеспечило стабильность данных и возможность их применения даже при высокой двигательной активности.

Результаты экспериментов свидетельствуют о том, что акселерометр обладает значительными преимуществами по сравнению с гироскопом для задач обнаружения шага благодаря его высокой чувствительности к линейным ускорениям, критически важным для определения начальных и завершающих фаз контакта стопы с поверхностью. Реализация предложенного алгоритма позволяет эффективно обрабатывать данные в режиме реального времени, что открывает перспективы для внедрения методики в медицинские системы мониторинга и реабилитации, включая интеграцию с распределенными сенсорными системами, такими как медицинские костюмы.

Направлениями дальнейших исследований являются оптимизация выбора частотных параметров фильтров и пороговых значений для выделения фаз шага, а также повышение универсальности алгоритма при использовании на различных группах пациентов и типах сенсорных устройств.

Литература:

- [1]. Winter D.A. Biomechanics and motor control of human movement. Fourth Edition. John Wiley & Sons, 2009. 370 p.
- [2]. Yang C.C., Hsu Y.L. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring // *Sensors*. 2010. Vol. 10. P. 7772–7788.
- [3]. Dijkstra B., Zijlstra W., Scherder E. et al. Detection of walking periods and number of steps in older adults and patients with Parkinson's disease: accuracy of a pedometer and an accelerometry-based method // *Age and Ageing*. 2008. Vol. 37. P. 436–441.
- [4]. Foster R.C., Lanningham-Foster L.M., Manohar C. et al. Precision and accuracy of an ankle-worn accelerometer-based pedometer in step counting and energy expenditure // *Prev. Med.* 2005. Vol. 41. P. 778–783.
- [5]. Munoz Diaz E., Mendoza-Silva G.M., Iglesias Perez F. et al. Step Detector and Step Length Estimator for an Inertial Pocket Navigation System // *International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation*. Busan, 2014. P. 105–110.
- [6]. Wang Z., Zhao H., Qiu S. et al. Stance-Phase Detection for ZUPT-Aided Foot-Mounted Pedestrian Navigation System // *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*. 2015. Vol. 20. P. 2661–2669.
- [7]. Renaudin V., Susi M., Lachapelle G. Step length estimation using handheld inertial sensors // *Sensors*. 2012. Vol. 12. P. 8507–8525.
- [8]. Хмарский П.А., Голубева С.В., Лемешко Е.В. и др. Использование в медицинских исследованиях тактильного костюма Teslasuit с системой инерциального захвата движения // *Неразрушающий контроль и диагностика*. 2024. № 2. С. 41–52.
- [9]. Technical specification – teslasuit. URL: <https://teslasuit.io/wp-content/uploads/TS-specs.pdf> (date of access: 06.05.2024).
- [10]. Xu L., Yang F., Li J. et al. Wearable Continuous Gait Phase Estimation During Walking, Running, Turning, Stairs, and Over Uneven Terrain // *IEEE Trans. Med. Robot. Bion.* 2024. Vol. 6. P. 1135–1146.
- [11]. El-Gohary M., Pearson S., McNames J. et al. Wearable Gait Analysis: Clinical Impact and Practical Considerations for Clinical Implementation // *Sensors*. 2023. Vol. 23. P. 4228.
- [12]. Luo B., Yang F., Wang W. et al. Algorithm for Gait Parameters Estimation Based on Heel-Mounted Inertial Sensors // *IEEE Sens. J.* 2024. Vol. 24. P. 24723–24736.

- [13]. Roetenberg D., Luinge H., Slycke P. Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors // XSENS TECHNOLOGIES. 2013. № 3. P. 1–9.
- [14]. Lucot Q., Clavel D., Azevedo Coste C. et al. Multi-Activity Step Counting Algorithm Using Deep Learning Foot Flat Detection with an IMU Inside the Sole of a Shoe // Sensors. 2024. Vol. 24. P. 6927–6942.
- [15]. Pacini Panebianco G., Bisi M.C., Stagni R. Analysis of the Performance of 17 Algorithms from a Systematic Review: Influence of Sensor Position, Analysed Variable and Computational Approach in Gait Timing Estimation from IMU Measurements // Gait Posture. 2018. Vol. 66. P. 76–82.
- [16]. TDK InvenSense. ICM-20948 Datasheet: 9-Axis MEMS MotionTracking™ Device. 2023. URL: <https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/9-axis/icm-20948/> (дата обращения: 11.04.2025).
- [17]. Hillcrest Laboratories. BNO080/BNO085 Datasheet: Intelligent 9-Axis Motion Sensor. 2023. URL: <https://hillcrestlabs.com/products/sensors/bno080-085> (дата обращения: 11.04.2025).

P. A. KHMARSKY¹, S. A. GOLUBEVA¹, S. V. GOUBKIN², Y. V. LEMESHKO²

PATIENT STEP DETECTION BY DATA OF INERTIAL MEASUREMENT MODULES

¹ State Scientific Institution “Institute of Applied Physics of the National Academy of Sciences of Belarus”,
Minsk, Republic of Belarus

² State Scientific Institution “Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus”, Minsk,
Republic of Belarus

Summary

The article analyzes methods for detecting gait phases based on the data from inertial measurement modules (IMUs) fixed on patients' feet. The study compares the efficiency of accelerometers and gyroscopes, explores signal filtering techniques, and determines optimal thresholds for gait phase detection. Applying Butterworth bilateral filtering and positioning sensors in the foot's instep region improved the accuracy and stability of data processing algorithms. The proposed methodology enables real-time application in-patient rehabilitation and monitoring, including integration with wearable medical suits.

Keywords: gait detection, inertial measurement modules, accelerometer, gyroscope, rehabilitation, wearable medical devices.