

# БИОМЕХАНИКА И АНТРОПОМОРФНЫЕ КОНСТРУКЦИИ

---

## Biomechanics and anthropomorphic structures

УДК 616.831-009.81:303.052

Канд. техн. наук, доцент Хмарский П.А., Голубева С.А. (Институт прикладной физики НАН Беларуси)  
Канд. техн. наук, доцент Солонар А.С. (ОАО «КБ-Радар»)  
Член-корр. НАН Беларуси, д-р мед. наук, проф. Губкин С.В., канд. мед. наук, доцент Лемешко Е.В.  
(Институт физиологии НАН Беларуси)  
Цуприк С.В. (Военная академия Республики Беларусь)  
Журко Е.А. (ООО «МэпДэйта»)

Ph. D., Associate Professor Khmarsky P.A., Golubeva S.A.  
(Institute of Applied Physics of the National Academy of Sciences of Belarus)  
Ph. D., Associate Professor Solonar A.S. (KB-Radar JSC)  
Corresponding Member of NASB, D. Sc., Prof. Goubkin S.V., Ph. D., Associate Professor Lemeshko Y.V.  
(Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus)  
Tsuprik S.V. (Military Academy of the Republic of Belarus)  
Zhurko Y.A. (Mapbox)

## Определение координат и параметров движения человека в пространстве по данным медицинского костюма с инерциальными измерительными модулями

---

### Determining Human Position and Movement Parameters Using a Medical Suit with Inertial Sensors

---

Представлен способ определения местоположения и параметров движения человека с использованием инерциальных датчиков, интегрированных в медицинский костюм. Разработан алгоритм обнаружения стационарных фаз движения и применен метод ZUPT (Zero-velocity Update) для коррекции накапливающихся ошибок инерциальной навигации. Проведена экспериментальная валидация системы с использованием эталонной оптической системы Optitrack для различных сценариев движения. Сравнительный анализ с решениями на основе нейронных сетей показал улучшение точности определения местоположения в 1.4-1.6 раза. Достигнутая точность позиционирования составила 0.51-0.63 метра в зависимости от сложности траектории движения.

A method for determining the location and movement parameters of a person using inertial sensors integrated into a medical suit is presented. An algorithm for detecting stationary phases of movement has been developed and the Zero-velocity Update (ZUPT) method is applied to correct accumulating errors of inertial navigation. Experimental validation of the system was carried out using the reference Optitrack optical system for various movement scenarios. Comparative analysis using with neural network-based solutions showed an improvement in positioning accuracy by 1.4-1.6 times. The achieved positioning accuracy was 0.51-0.63 meters depending on the complexity of the movement trajectory.

## Введение

Точное определение параметров движения человека имеет важное значение для медицинской диагностики, реабилитации и оценки эффективности лечения. Традиционные методы анализа движений, основанные на оптических системах захвата движения, хотя и обеспечивают высокую точность, но требуют специально оборудованных помещений и существенных финансовых затрат [1]. В последние годы активно развивается альтернативный подход, основанный на использовании инерциальных измерительных модулей (ИИМ), интегрированных в специализированную медицинскую одежду [2].

Основной проблемой инерциальных систем является накопление ошибок при интегрировании данных с датчиков, что существенно ограничивает точность определения положения человека в пространстве [3]. Для компенсации таких ошибок разработаны различные методы, среди которых особое место занимает алгоритм коррекции по нулевой скорости (ZUPT – Zero-velocity Update), использующий естественные особенности походки человека [4].

Применение современных инерциальных датчиков в сочетании с эффективными алгоритмами обработки

данных позволяет создавать носимые системы анализа движений с приемлемой для медицинских приложений точностью [5]. Особый интерес представляет интеграция таких датчиков в медицинские костюмы, что обеспечивает комфортное длительное использование системы и получение комплексной информации о движениях пациента.

В работе представлен способ определения координат и параметров движения человека с использованием инерциальных датчиков, интегрированных в медицинский костюм. Предложен алгоритм обнаружения стационарных фаз движения и реализован метод ZUPT для коррекции накапливающихся ошибок инерциальной навигации. Проведена экспериментальная валидация системы с использованием эталонной оптической системы Optitrack для различных сценариев движения.

## Материалы и методики

Разработанная система измерения параметров движения человека (рис. 1) состоит из нескольких взаимосвязанных функциональных блоков. В основе системы лежит набор ИИМ (инерциальных измерительных модулей),

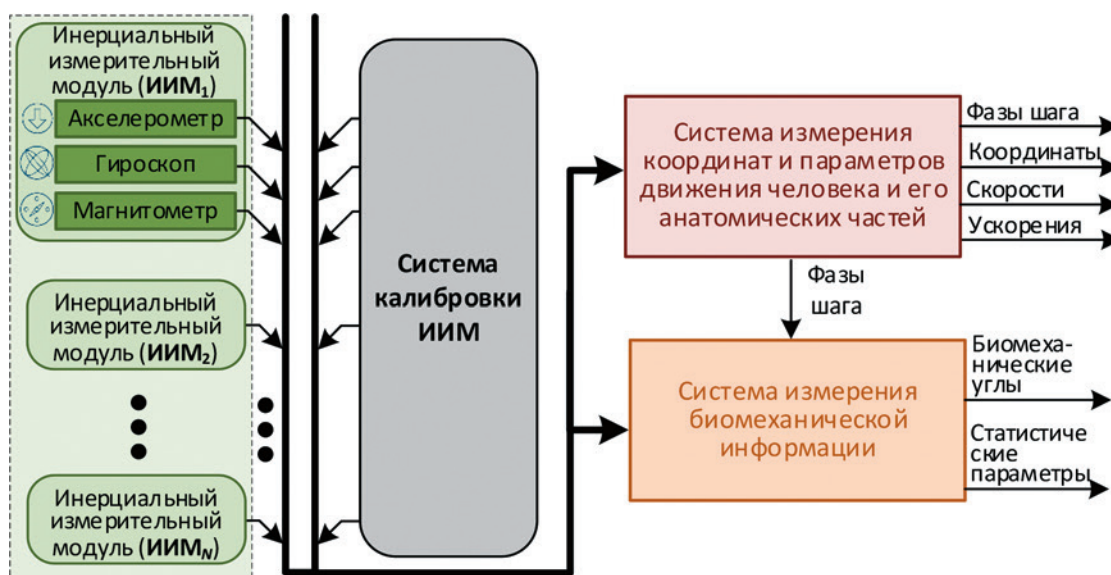


Рис. 1. Обобщенная структурная схема медицинского костюма с инерциальными измерительными модулями

интегрированных в медицинский костюм. Каждый ИИМ включает в себя 3 типа датчиков: трехосевой акселерометр для измерения линейных ускорений, гироскоп для определения угловых скоростей и магнитометр для измерения параметров магнитного поля Земли.

Первичные данные со всех ИИМ поступают в систему калибровки, где происходит учет систематических погрешностей датчиков и их начальная выставка. После калибровки информация параллельно обрабатывается в двух основных системах. Первая система – система измерения координат и параметров движения человека – обеспечивает определение ключевых кинематических характеристик: фаз шага, координат, скоростей и ускорений различных частей тела. Детектирование фаз шага играет важную роль в последующей обработке данных и компенсации ошибок инерциальных датчиков. Вторая система предназначена для измерения биомеханической информации. На основе данных о движении отдельных сегментов тела она позволяет определять амплитуды движений в суставах в угловых градусах и рассчитывать статистические параметры движения, что особенно важно для медицинской диагностики и оценки качества медицинской реабилитации.

Такая двухканальная структура обработки информации обеспечивает комплексный анализ движения человека, сочетая определение его пространственного положения с детальной оценкой биомеханических характеристик движения. Данный механизм позволяет получать более полную картину двигательной активности пациента и повышает информативность проводимых исследований.

На рис. 2 представлены основные фазы шага и их отражение в сигналах инерциальных датчиков. Цикл шага целесообразно разделить на 3 характерные фазы, каждая из которых имеет четкие биомеханические признаки и соответствующие им особенности в сигналах датчиков [6-9]. **Начальный контакт** (НК, показан красным) характеризуется моментом соприкосновения стопы с поверхностью, что подтверждается и сравнительными исследованиями точности обнаружения активности по данным

датчиков ИИМ [10, 11]. В сигналах акселерометра данный момент визуализирован характерным импульсом, а в сигналах гироскопа наблюдаем переход через нулевое значение угловой скорости. **Средняя фаза** (СФ, показана синим) или фаза стационарности соответствует периоду, когда стопа полностью опирается на поверхность. В этот момент наблюдали относительную стабильность в сигналах как акселерометра, так и гироскопа, что особенно важно для коррекции накапливающихся ошибок в инерциальной системе. **Конечный контакт** (КК, показан зеленым) соответствует отрыву стопы от поверхности. Данная фаза также характеризуется специфическими особенностями в сигналах датчиков: заметным всплеском в показаниях акселерометра и изменением знака угловой скорости в сигнале гироскопа. На правой части рис.2 показано соответствие рассмотренных фаз характерным участкам сигналов инерциальных датчиков. Синяя кривая соответствует сигналу гироскопа, красная – сигналу акселерометра. Вертикальные маркеры на графике соответствуют моментам начального и конечного контактов, что позволяет четко идентифицировать различные фазы шага в процессе движения человека. Точное определение данных фаз имеет ключевое значение для последующей обработки данных и определения параметров движения, поскольку позволяет использовать особенности каждой фазы для коррекции накапливающихся ошибок инерциальной системы.

На рис. 3 представлена структурная схема алгоритма определения параметров движения человека, основанная на обработке данных с инерциальных датчиков обеих стоп. Система имеет симметричную структуру для левой и правой стопы, что позволяет повысить точность измерений за счет комплексной обработки информации. Для каждой стопы сигналы с трехосевого акселерометра ( $n_x, n_y, n_z$ ) поступают на 2 функциональных блока. Обнаружитель шага определяет фазы движения стопы, используя алгоритмы обработки сигналов, описанные ранее. Второй поток данных направляется в блок «Алгоритм ZUPT» (Zero-velocity Update – с англ. коррекция по нулевой скорости), который реализует метод коррекции

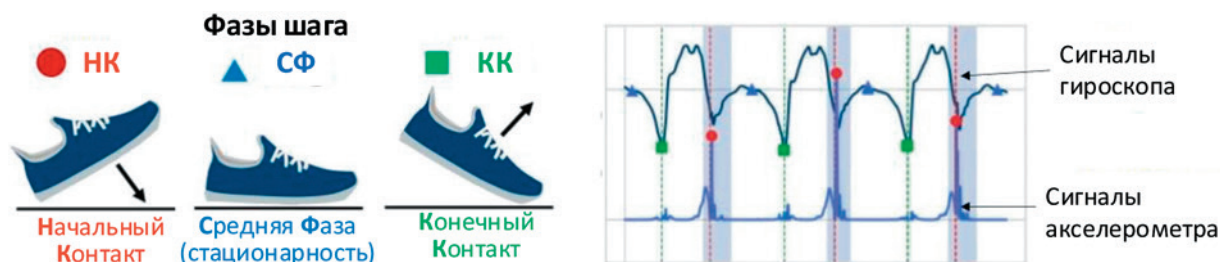


Рис. 2. Фазы шага и сигналы датчиков инерциального измерительного модуля

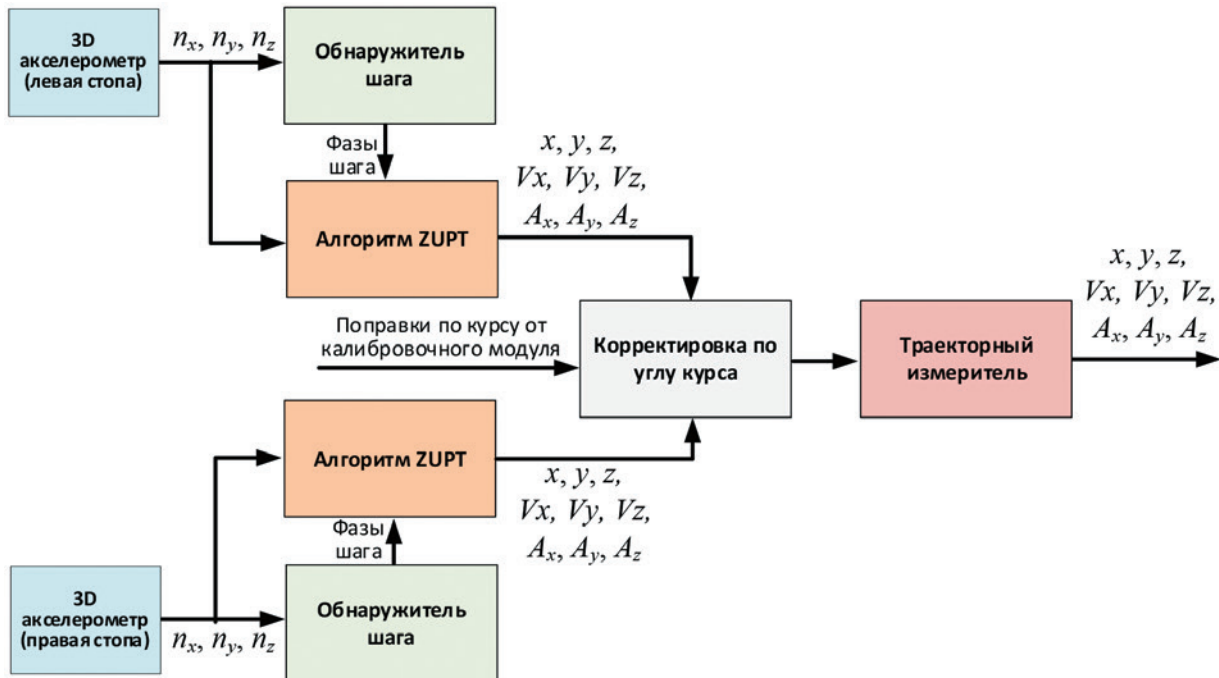


Рис. 3. Система измерения координат и параметров движения человека в пространстве по данным медицинского костюма с инерциальными измерительными модулями

ошибок инерциальной навигации на основе определения моментов неподвижности стопы. Алгоритм ZUPT для каждой стопы вычисляет текущие значения координат ( $x, y, z$ ), скоростей ( $V_x, V_y, V_z$ ) и ускорений ( $A_x, A_y, A_z$ ). Эти данные, вместе с информацией о фазах шага, позволяют существенно уменьшить накопление ошибок, характерное для инерциальных систем.

Выбор акселерометров, установленных на стопах, в качестве опорных датчиков обусловлен несколькими ключевыми факторами [12-14]. Во-первых, при нормальной ходьбе стопы человека регулярно переходят в состояние полной неподвижности в момент контакта с поверхностью, что создает надежные точки отсчета для коррекции накапливающихся ошибок. Во-вторых, стопы являются конечными звеньями кинематической цепи нижних конечностей, что позволяет минимизировать ошибки определения положения, связанные с неточностью оценки в угловых градусах амплитуды движений в суставах. В-третьих, датчики на стопах непосредственно регистрируют моменты контакта с опорной поверхностью, обеспечивая точное определение фаз шага.

Важным элементом схемы является блок «Корректировка по углу курса», который получает данные от обоих каналов измерения, а также использует поправки по углу курса от калибровочного модуля. Указанный блок осу-

ществляет согласование данных от левой и правой стопы, обеспечивая корректное определение направления движения человека. Финальную обработку выполняет модуль «Траекторный измеритель», который формирует итоговые оценки координат, скоростей и ускорений движения человека. На выходе системы формируются уточненные значения параметров движения ( $x, y, z, V_x, V_y, V_z, A_x, A_y, A_z$ ), которые будут использованы для дальнейшего анализа походки и оценки двигательной активности.

Такая архитектура системы позволяет эффективно компенсировать основные источники ошибок инерциальных измерений и обеспечивает достаточную точность определения параметров движения для медицинских приложений.

На рис. 4,а показана структурная схема обнаружителя шага и результаты обработки сигнала акселерометра. Алгоритм включает вычисление нормы ускорения по 3 компонентам сигнала акселерометра ( $n_x, n_y, n_z$ ), двухэтапную фильтрацию с использованием фильтров верхних (ФВЧ) и нижних частот (ФНЧ), а также принятие решения об обнаружении фаз шага.

На рис. 4,б представлены временные диаграммы сигналов на различных этапах обработки: исходный сигнал нормы акселерометра с характерными всплесками при контакте стопы с поверхностью; результат фильтрации



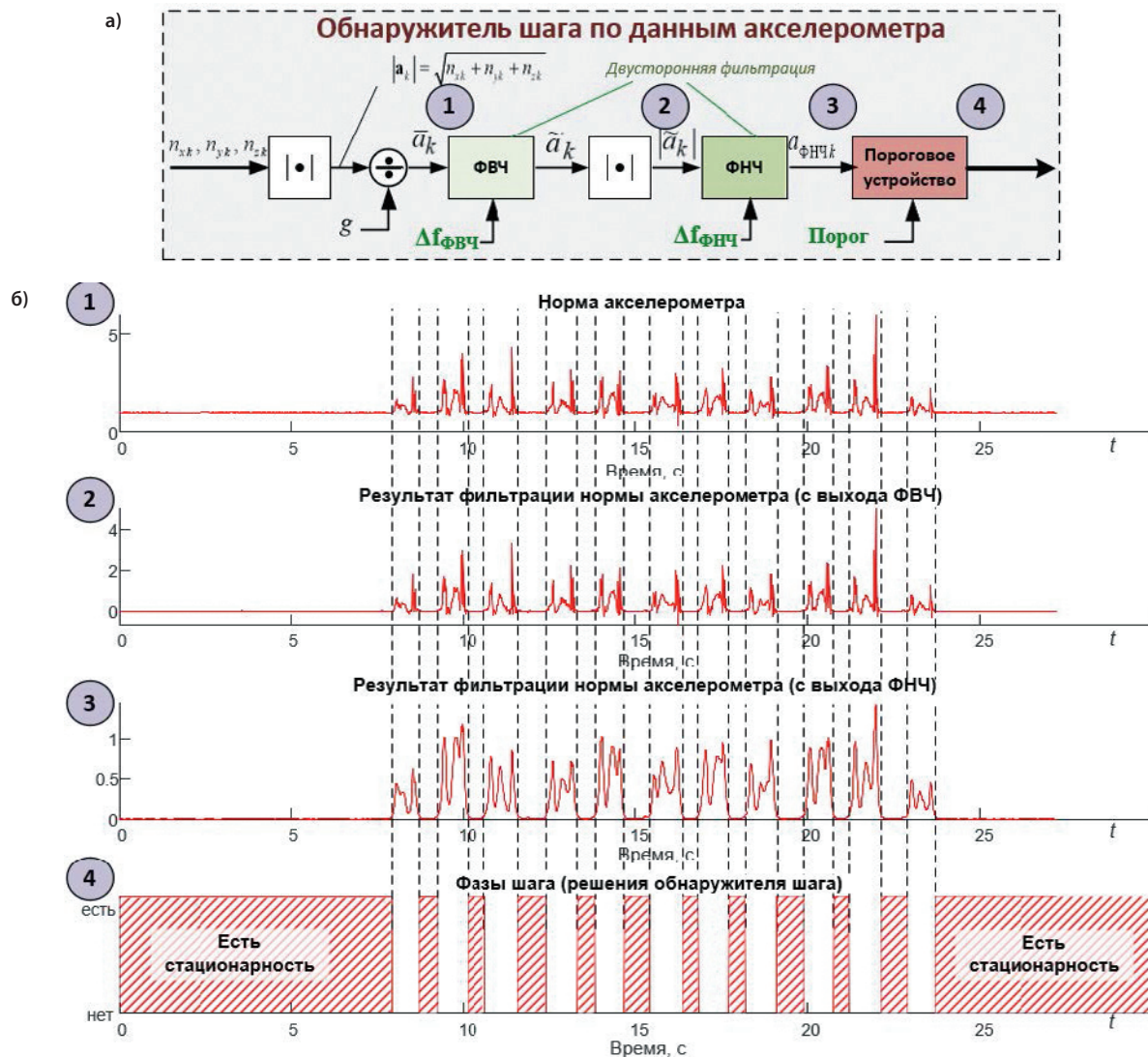


Рис. 4. Обнаружитель шага по данным трехосевого акселерометра, закрепленного на стопе  
структурная схема (а); временные диаграммы сигналов на различных этапах обработки сигналов акселерометра (б)

через ФВЧ с удаленной постоянной составляющей; сигнал после ФНЧ со сглаженными высокочастотными компонентами; финальный бинарный сигнал, где высокий уровень соответствует фазе стационарности, а низкий – фазе переноса стопы.

Такая многоступенчатая обработка сигнала позволяет надежно выделять фазы шага даже при наличии помех и вариативности походки. Полученная информация используется для коррекции параметров движения в алгоритме ZUPT.

В представленном на рис. 4,а алгоритме ФНЧ и ФВЧ реализуются на основе фильтров Баттерворта с двусторонней фильтрацией, что позволяет выделить информа-

тивные составляющие сигнала акселерометра при сохранении точной временной привязки событий. Данное обстоятельство критически важно для последующего определения параметров движения человека [1].

Алгоритм ZUPT основан на использовании естественных особенностей походки человека, а именно – наличии стационарных фаз, когда стопа находится в полном контакте с поверхностью и её скорость равна нулю (см. рис. 2). Как видно на рис. 5, в процессе работы алгоритм сначала определяет моменты стационарной фазы с помощью обнаружителя шага, параллельно вычисляет величину дрейфа скорости как отклонение от нулевого значения по всем трём осям, и, наконец, выполняет ком-

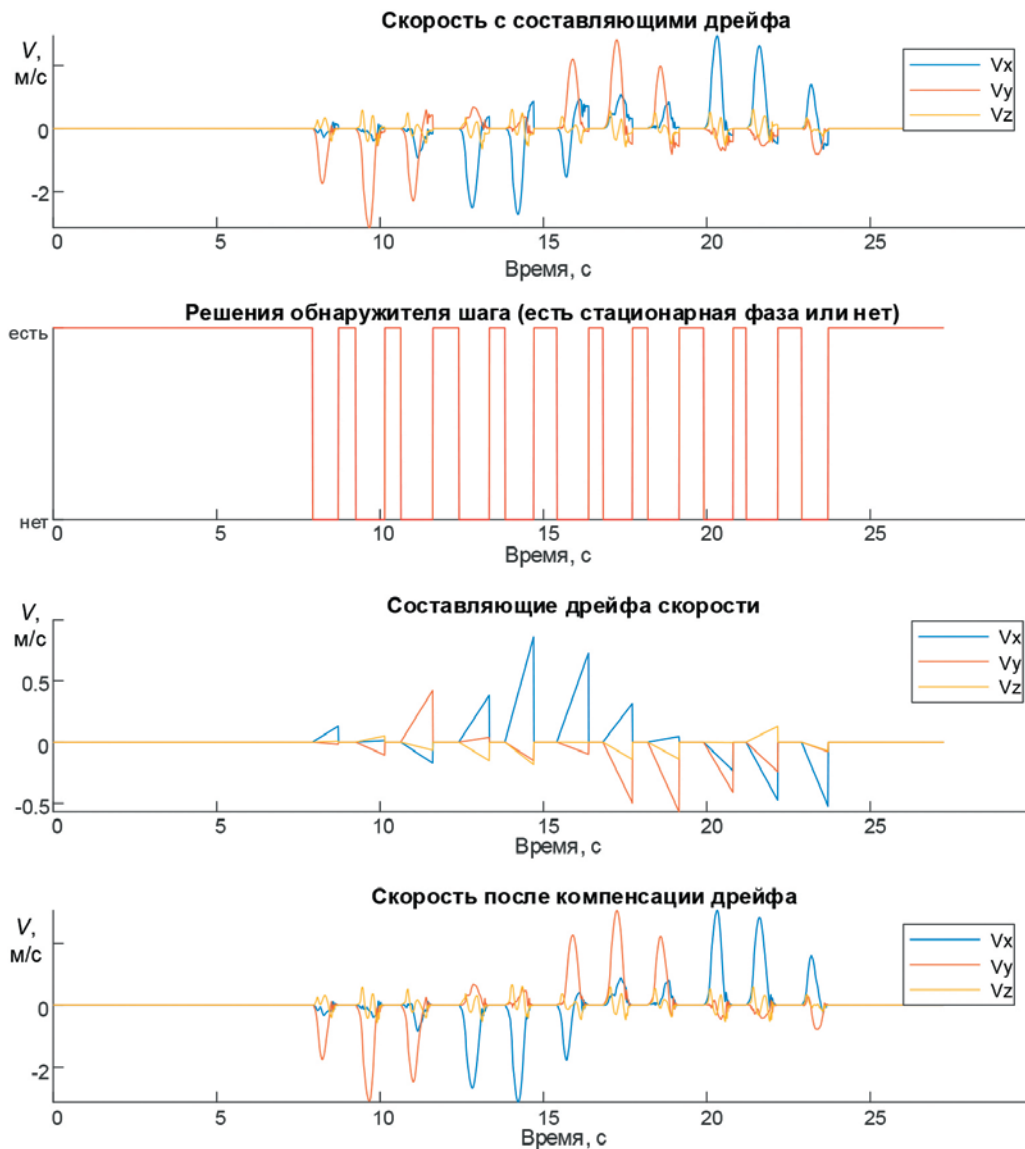


Рис. 5. Пояснение алгоритма ZUPT

пенсацию накопленных ошибок путём вычитания интерполированных значений дрейфа из исходного сигнала скорости, что позволяет получить скорректированные значения скорости без характерного накопления ошибок интегрирования, свойственного инерциальным измерениям.

На рис. 6 представлена схема экспериментальной установки для валидации разработанной системы анализа движений. В левой части показан испытуемый в медицинском костюме *Teslasuit* (*Teslasuit. Technical specification*. URL: <https://teslasuit.io/wp-content/uploads/TS-specs.pdf>), на котором закреплены 12 ИИМ ICM-20948, расположенных на верхних и нижних конечностях, а так-

же на туловище [2]. Данный модуль представляет собой современное 9-осевое устройство, включающее 3-осевой акселерометр с настраиваемым диапазоном измерений  $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g/\pm 16g$ , 3-осевой гироскоп с диапазоном  $\pm 250^\circ/\pm 500^\circ/\pm 1000^\circ/\pm 2000^\circ/\text{с}$  и 3-осевой магнитометр с диапазоном  $\pm 4800$  мкТл. Частота опроса датчиков составляет до 1125 Гц для акселерометра и гироскопа, что позволяет детально отслеживать быстрые движения человека. Каждый ИИМ дополнительно обклеен светоотражающими маркерами системы *Optitrack* для одновременной регистрации движений обеими системами.

В правой части рис. 6 показано экспериментальное помещение, оборудованное системой захвата движения

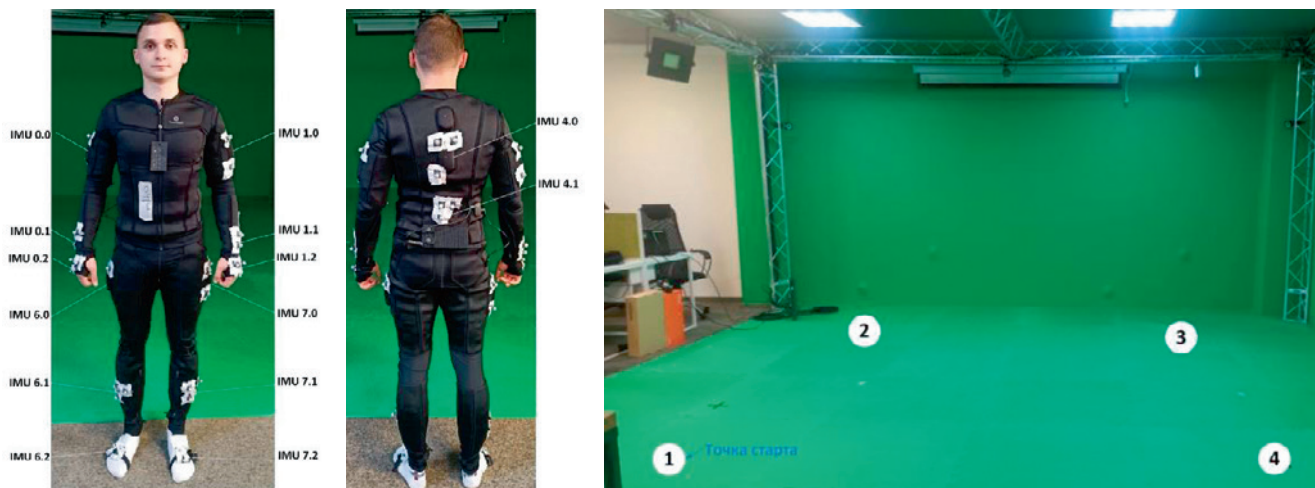


Рис. 6. Схема эксперимента

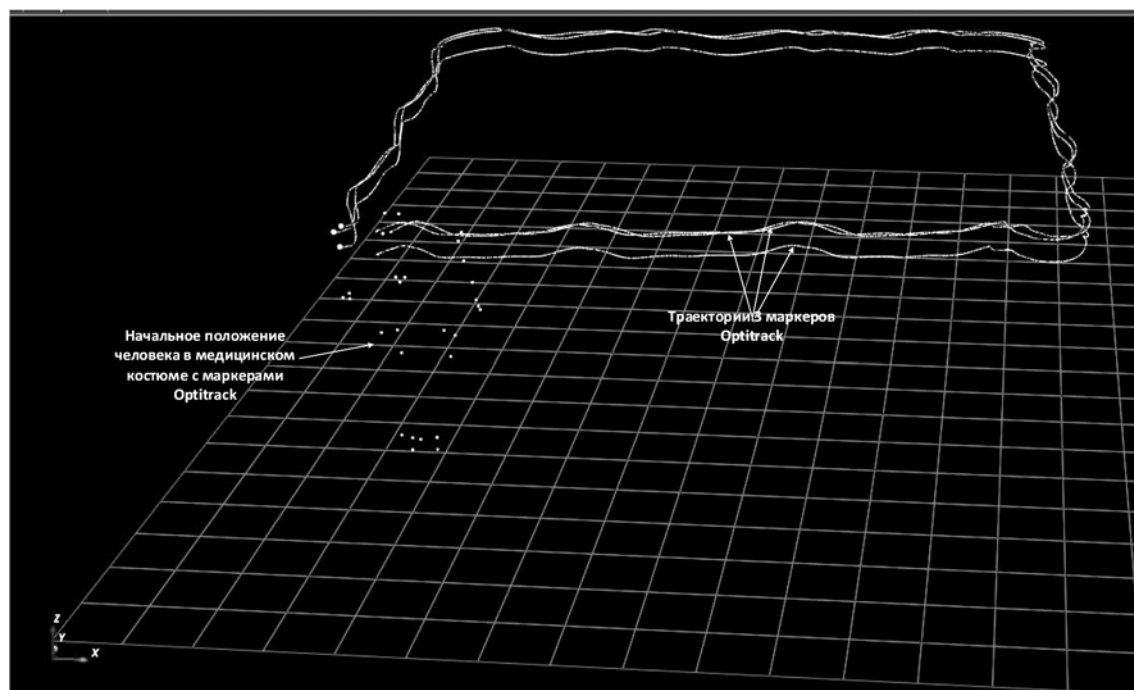


Рис. 7. Траектория перемещения маркеров системы Optitrack при движении человека в медицинском костюме (начальное положение отмечено группой точек слева)

Optitrack Prime 13W, которая используется как эталонная система для верификации разработанного метода. Система состоит из 8 высокоскоростных камер с разрешением 1.3 МП, обеспечивающих частоту съемки 240 кадров в секунду. Камеры Optitrack закреплены на специальных конструкциях и расположены по периметру зоны движения для обеспечения полного обзора. Точность определения положения маркеров в пространстве составляет менее 1 мм, что позволяет использовать данную систему в ка-

честве эталонного измерительного комплекса. На полу отмечены 4 контрольные точки, определяющие траекторию движения испытуемого, показанную на рис. 7. Такая экспериментальная установка позволяет проводить синхронную регистрацию движений с помощью инерциальной и оптической систем для последующего сравнительного анализа точности измерений.

Исследование проводилось для различных сценариев движения, включающих перемещение по прямой ли-

нии, движение по сложным траекториям, ходьбу с остановками и подъем по лестнице.

На рис. 8 представлены результаты определения параметров движения методом прямого двойного интегрирования данных акселерометра без применения алгоритма ZUPT. На рис. 8,а показаны исходные данные ускорения по 3 осям ( $A_x$ ,  $A_y$ ,  $A_z$ ). На графике отчетливо видны характерные всплески ускорений, соответствующие

шагам испытуемого. Средний график демонстрирует результат первого интегрирования – скорость движения по 3 осям ( $V_x$ ,  $V_y$ ,  $V_z$ ). Здесь уже заметно нарастание ошибки измерений – дрейф скорости, проявляющийся в виде постоянного увеличения значений компонент скорости с течением времени. Третий график отображает результат второго интегрирования – изменение положения в пространстве ( $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ). На последнем графике

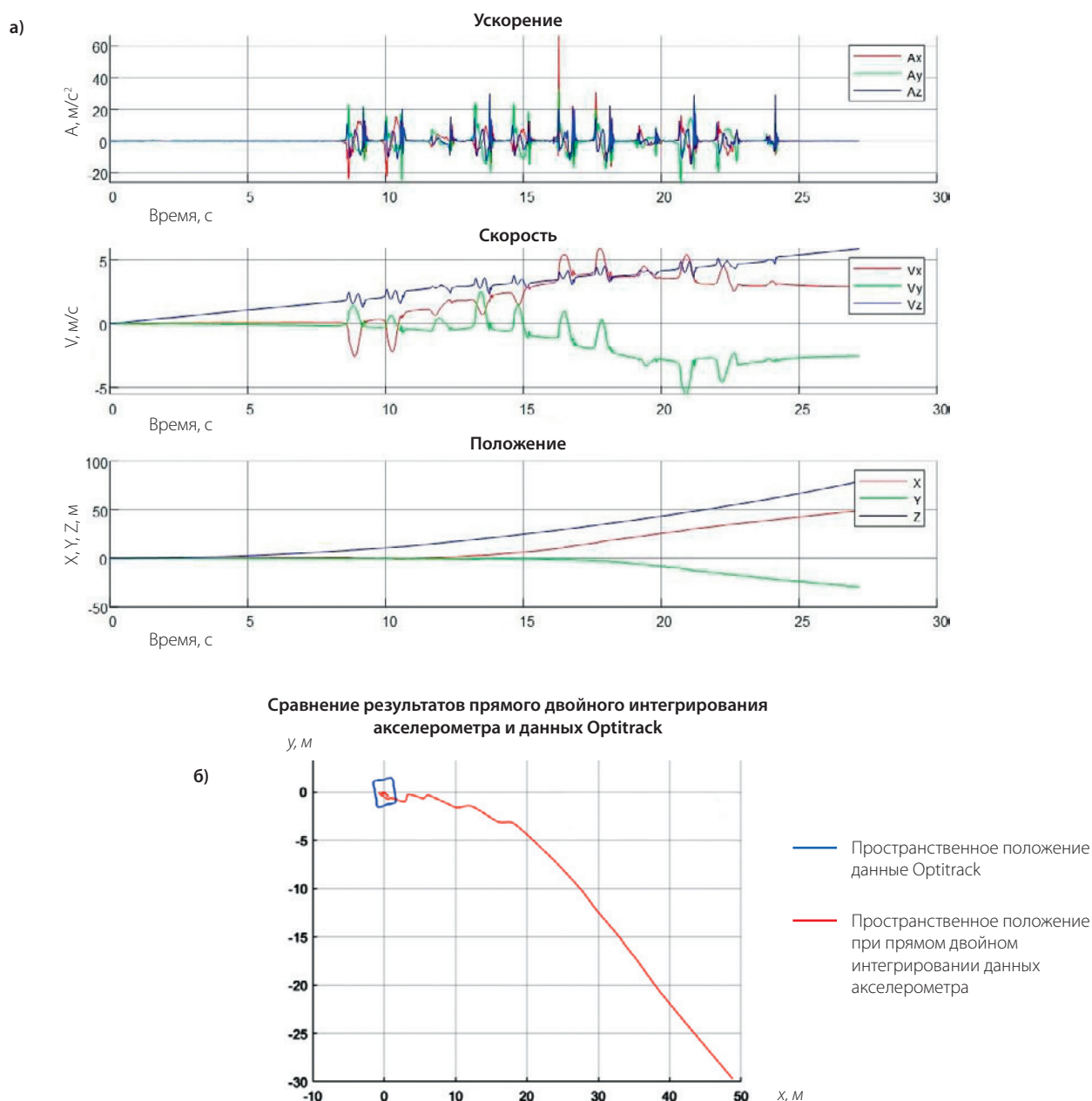


Рис. 8. Прямое двойное интегрирование данных акселерометра: временные диаграммы (а); пространственная траектория в сравнении с данными Optitrack (б)



особенно ярко видно квадратичное накопление ошибки измерений, характерное для двойного интегрирования. Нижний график представляет сравнение траектории движения в горизонтальной плоскости ( $X$ - $Y$ ), полученной двумя способами: красная линия – результат прямого двойного интегрирования данных акселерометра; синяя линия – эталонные данные системы Optitrack. Видно, что без применения алгоритмов коррекции ошибок (таких как ZUPT) происходит значительное отклонение расчетной траектории от реальной. Данный факт подтверждает необходимость использования специальных алгоритмов коррекции при инерциальных измерениях для получения достоверных результатов на длительных интервалах времени.

На рис. 9 представлены результаты определения параметров движения с применением алгоритма ZUPT в сравнении с эталонными данными системы Optitrack. На рис. 9,а изображены результаты работы обнаружителя шага – заштрихованные области соответствуют моментам, когда стопа находится в контакте с поверхностью (есть стационарность). Именно в эти моменты происходит коррекция ошибок по алгоритму ZUPT. На графике ускорений ( $A_x$ ,  $A_y$ ,  $A_z$ ) видны характерные всплески, соответствующие динамическим фазам шага (незаштрихованные области на верхнем графике). До начала движения (0-8 секунд) и в конце эксперимента (после 25 секунды) наблюдались продолжительные стационарные фазы, когда испытуемый стоял неподвижно. В процессе ходьбы (8-25 секунд) обнаружитель выявлял регулярные короткие стационарные фазы (заштрихованные области), соответствующие моментам полного контакта стопы с поверхностью, между которыми регистрировали всплески ускорений, характерные для переноса ноги в новое положение. Полученные результаты соответствуют современным подходам к фазовой оценке походки при различных типах движений, включая подъемы, повороты и ходьбу по пересеченной местности [15].

График скорости ( $V_x$ ,  $V_y$ ,  $V_z$ ) рис. 9,а демонстрирует эффективность работы алгоритма ZUPT – в моменты стационарных фаз скорость корректируется до нулевого значения, что предотвращает накопление ошибок интегрирования. На графике положения ( $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ) видно, что траектория движения не имеет характерного дрейфа, который наблюдался при прямом интегрировании без коррекции (см. предыдущий рисунок). На рис. 9,б продемонстрировано сравнение траекторий движения в горизонтальной плоскости: красная линия – результат работы алгоритма ZUPT; синяя линия – эталонные данные Optitrack. Траектории практически совпадают, что подтверждает высокую эффективность алгоритма ZUPT в компенсации ошибок инерциальных измерений. Максимальное отклонение между траекториями не превышает

нескольких десятков сантиметров, что является отличным результатом для инерциальной системы навигации.

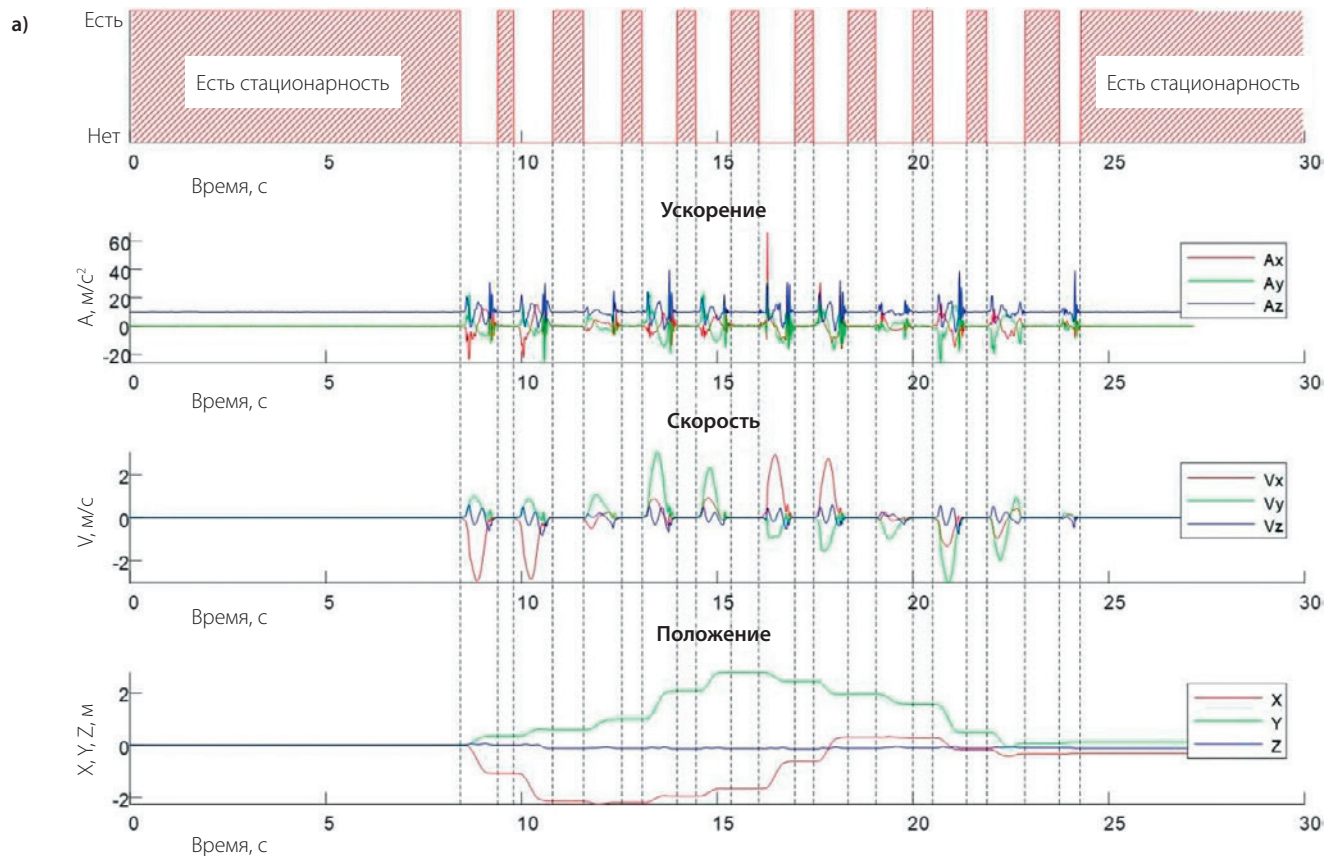
Для оценки эффективности предложенного метода ZUPT проведено сравнение с нейросетевым подходом к определению местоположения. Нейросетевой метод основан на использовании глубокой нейронной сети, обученной на данных, собранных с показателей датчиков давления и инерции, расположенных в специализированной обуви. Указанные датчики позволяют точно определять фазы шага и параметры движения, что используется для обучения сети распознаванию паттернов ходьбы и оценки перемещения.

#### Сравнительный анализ точности определения местоположения для различных сценариев движения методом ZUPT и нейросетевым подходом (относительно эталонных измерений Optitrack)

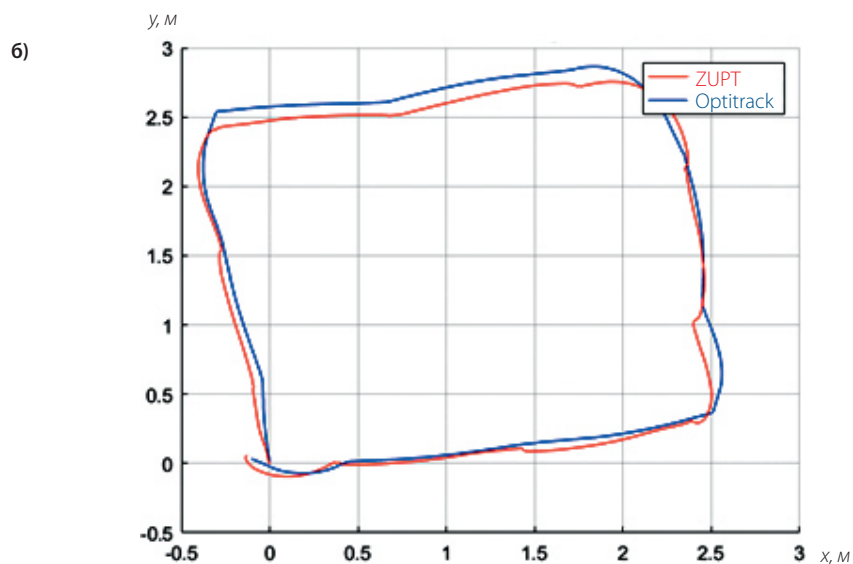
№	Сценарий движения	Нейросетевой метод (м)	Метод с применением алгоритма ZUPT	Улучшение (раз)
1	Прямоугольная траектория	0.86	0.58	1.48
2	Прямая линия 10 м	0.72	0.51	1.41
3	«Восьмерка»	0.95	0.62	1.53
4	Ходьба с остановками	0.78	0.54	1.44
5	Переменная скорость	0.92	0.59	1.56
6	Обход препятствий	0.98	0.63	1.55
7	Лестница	0.89	0.57	1.56

Сравнительные испытания проводились для 7 различных сценариев движения (см. таблицу). В качестве эталонной системы использовалась оптическая система захвата движения Optitrack. Результаты показали, что:

- при движении по простым траекториям (прямая линия) оба метода демонстрируют наилучшую точность: ошибка нейросетевого метода составила 0,72 м, а метода ZUPT – 0,51 м;
- наибольшие ошибки наблюдали при сложных траекториях движения: для обхода препятствий (0,98 м и 0,63 м, соответственно) и движения по «восьмерке» (0,95 м и 0,62 м, соответственно);
- метод ZUPT показывал стабильное улучшение точности в 1,41-1,56 раза по сравнению с нейросетевым подходом для всех сценариев;



### Сравнение результатов работы алгоритма ZUPT и данных Optitrack



**Рис. 9. Двойное интегрирование данных акселерометра на основе алгоритма ZUPT**  
временные диаграммы (а); пространственная траектория в сравнении с данными Optitrack (б)

- при движении с остановками, где особенно важна точная детекция стационарных фаз, метод ZUPT демонстрировал надлежащие результаты с ошибкой 0,54 м;
- для вертикального перемещения (сценарий «лестница») точность определения положения составила 0,57 м для метода ZUPT против 0,89 м – для нейросетевого подхода.

Полученные результаты подтверждают эффективность предложенного метода ZUPT для различных условий эксплуатации системы.

### Заключение

1. Разработан метод определения параметров движения человека с использованием инерциальных датчиков, установленных в медицинском костюме, основанный на алгоритме ZUPT для коррекции ошибок определения координат и параметров движения.
2. Создан и реализован алгоритм детектирования стационарных фаз движения, что позволило эффективно применять коррекцию на основе алгоритма ZUPT в моменты контакта стопы с поверхностью.
3. Проведено исследование точности системы для различных сценариев движения с использованием эталонной оптической системы Optitrack: при движении по прямой достигнута точность позиционирования 0,51 м; для сложных траекторий точность составила 0,62-0,63 м; при движении по лестнице ошибка не превышала 0,57 м.
4. Сравнительный анализ с нейросетевым подходом показал улучшение точности в 1,4-1,6 раза для всех тестовых сценариев при существенно меньших требованиях к аппаратному обеспечению и отсутствию необходимости предварительного обучения системы.

Полученные результаты демонстрируют перспективность предложенного подхода для практического применения в системах мониторинга движения в медицинских костюмах. Дальнейшие исследования могут быть направлены на повышение точности определения параметров движения и расширение спектра анализируемых двигательных паттернов.

### Литература

1. Winter, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. Fourth Edition / D.A. Winter. – John Wiley & Sons, 2009. – 370 p.
2. Использование в медицинских исследованиях тактильного костюма Teslasuit с системой инерциального захвата движения / П.А. Хмарский [и др.] // Неразрушающий контроль и диагностика. – 2024. – № 2. – С. 41-52.
3. Ван, Ю. Пешеходная инерциальная навигация с коррекцией по нулевой скорости и комплексированием датчиков / Ю. Ван, Ч.-Ш. Цзяо, А.М. Шкель // Гироскопия и навигация. – 2023. – Том 31. – № 1 (112). – 31 с.
4. Self-contained Position Tracking of Human Movement Using Small Inertial/Magnetic Sensor Modules / X. Yun [et al.] // Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Rome, Italy, 2007. – P. 2526-2533.
5. 3D Human Gait Reconstruction and Monitoring Using Body-Worn Inertial Sensors and Kinematic Modeling / A. Ahmadi [et al.] // IEEE Sensors Journal. – 2016. – Vol. 16. – № 24. – P. 8823-8831.
6. Step Detector and Step Length Estimator for an Inertial Pocket Navigation System / E. Munoz Diaz [et al.] // International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), Busan, Korea, 27-30 October 2014. – P. 105-110.
7. Stance-Phase Detection for ZUPT-Aided Foot-Mounted Pedestrian Navigation System / Z. Wang [et al.] // IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. – 2015. – Vol. 20. – № 6. – P. 2661-2669.
8. Step length estimation using handheld inertial sensors / V. Renaudin [et al.] // Sensors. – 2012. – Vol. 12. – № 7. – P. 8507-8525.
9. Comparison of step length estimators from wearable accelerometer devices / D. Alvarez [et al.] // 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, USA, 2006. – P. 5964-5967.
10. Step Detection and Activity Recognition Accuracy of Seven Physical Activity Monitors / F.A. Storm [et al.] // PLOS ONE. – 2015. – Vol. 10. – № 3. – P. e0118723.
11. Yang, C.C. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring / C.C. Yang, Y.L. Hsu // Sensors. – 2010. – Vol. 10. – P. 7772-7788.
12. 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 / B. Dijkstra [et al.] // Age and Ageing. – 2008. – Vol. 37. – P. 436-441.
13. Precision and accuracy of an ankle-worn accelerometer-based pedometer in step counting and energy expenditure / R.C. Foster [et al.] // Preventive Medicine. – 2005. – Vol. 41. – P. 778-783.
14. Algorithm for Gait Parameters Estimation Based on Heel-Mounted Inertial Sensors / B. Luo [et al.] // IEEE Sensors Journal. – 2024. – Vol. 24. – № 15. – P. 24723-24736.
15. Wearable Continuous Gait Phase Estimation During Walking, Running, Turning, Stairs, and Over Uneven Terrain / L. Xu [et al.] // IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics. – 2024. – Vol. 6. – № 3. – P. 1135-1146.

Дата поступления 08.04.2025

# Содержание

Вступительное слово .....	2
<b>ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ И ИЗОБРАЖЕНИЙ</b>	
Возможности рентгеновской низкодозовой компьютерной томографии в диагностике множественной миеломы .....	3
<i>Академик НАН Беларуси, д-р мед. наук, проф. Михайлов А.Н. (Институт повышения квалификации и переподготовки кадров здравоохранения БГМУ, Минск) Доманцевич А.В. (ГУ «РНПЦ радиационной медицины и экологии человека», Гомель)</i>	
Определение информативно-значимых параметров электроэнцефалограмм при цифровой обработке методом разложения на модулированные гармоники.....	12
<i>Д-р техн. наук, доцент Бранцевич П.Ю. (Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники) (БГУИР), Минск)</i>	
<b>БИОМЕХАНИКА И АНТРОПОМОРФНЫЕ КОНСТРУКЦИИ</b>	
Определение координат и параметров движения человека в пространстве по данным медицинского костюма с инерциальными измерительными модулями.....	23
<i>Канд. техн. наук, доцент Хмарский П.А., Голубева С.А. (Институт прикладной физики НАН Беларуси) Канд. техн. наук, доцент Солонар А.С. (ОАО «КБ-Радар») Член-корр. НАН Беларуси, д-р мед. наук, проф. Губкин С.В., канд. мед. наук, доцент Лемешко Е.В. (Институт физиологии НАН Беларуси) Цуприк С.В. (Военная академия Республики Беларусь), Журко Е.А. (ООО «МэнДэйта»)</i>	
Оценка прочностных характеристик винтовой фиксации ортопедических конструкций к мультиюнитам .....	34
и дентальным имплантатам с коническим типом соединения .....	34
<i>Член-корр. НАН Беларуси, д-р мед. наук, проф. Рубникович С.П., д-р мед. наук, проф. Денисова Ю.Л. (Белорусский государственный медицинский университет, Минск) Прялкин С.В. (Институт повышения квалификации и переподготовки кадров здравоохранения Белорусского государственного медицинского университета, Минск) Канд. техн. наук, доц. Бусько В.Н. (Институт прикладной физики НАН Беларуси, Минск)</i>	
<b>МАТЕРИАЛЫ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ И ПРЕПАРАТОВ</b>	
Анализ структуры и свойств титановых сплавов для имплантатов.....	42
<i>Член-корр. РАН, д-р техн. наук, проф. Колмаков А.Г., Сергиенко К.В., канд. техн. наук Севостьянов М.А., Конушкин С.В., Каплан М.В., Морозова Я.А. (Институт металлургии и материаловедения им. А.А. Байкова РАН, Москва) Д-р техн. наук, проф. Хейфец М.Л. (Институт прикладной физики НАН Беларуси, Минск)</i>	
Формирование коллоидного раствора селена в воде с применением механического и лазерного диспергирования.....	48
<i>Д-р физ.-мат. наук, проф. Анисович А.Г., д-р техн. наук, проф. Хейфец М.Л. (Институт прикладной физики НАН Беларуси, Минск) Д-р физ.-мат. наук, проф. Маркевич М.И., Бакаев А.Г., Ющенко М.В. (Физико-технический институт НАН Беларуси, Минск) Канд. физ.-мат. наук, доц. Журавлева В.И. (Военная академия Республики Беларусь, Минск)</i>	
К 110-летию со дня рождения Петра Ивановича ЯЩЕРИЦЫНА .....	53

# Content

Introduction .....	2
--------------------	---

## **DIGITAL SIGNAL AND IMAGE PROCESSING**

Possibilities of X-ray low-dose computed tomography in the diagnosis of multiple myeloma.....	3
---	---

*Acad. of NASB, D.Sc., Prof. Mikhailov A.N. (Institute for Advanced Training and Retraining*

*of Health Care Personnel, Belarusian State Medical University, Minsk)*

*Domantsevich A.V.*

*(Republican Scientific and Practical Center for Radiation Medicine and Human Ecology, Gomel)*

Determination of informatively significant parameters of electroencephalograms during digital processing by the method of decomposition into modulated harmonics.....	12
---	----

*D. Sc., Associate professor Brancevich P.J.*

*(The Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR), Minsk)*

## **BIOMECHANICS AND ANTHROPOMORPHIC STRUCTURES**

Determining Human Position and Movement Parameters Using a Medical Suit with Inertial Sensors .....	23
---	----

*Ph. D., Associate Professor Khmarsky P.A., Golubeva S.A.*

*(Institute of Applied Physics of the National Academy of Sciences of Belarus)*

*Ph. D., Associate Professor Solonar A.S. (KB-Radar JSC)*

*Corresponding Member of NASB, D. Sc., Prof. Goubkin S.V., Ph. D., Associate Professor Lemeshko Y.V.*

*(Institute of Physiology of the National Academy of Sciences of Belarus)*

*Tsuprik S.V. (Military Academy of the Republic of Belarus)*

*Zhurko Y.A. (Mapbox)*

Evaluation of the strength characteristics of screw fixation of orthopedic structures to multi-units and dental implants with a conical connection .....	34
--	----

*Corresponding Member of NASB, D.Sc., Prof. Rubnikov S.P., D.Sc., Prof. Denisova J.L.*

*(Belarusian State Medical University, Minsk)*

*Pryalkin S.V. (Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education, Minsk)*

*Ph.D., Associate professor Busko V.N. (Institute of Applied Physics, National Academy of Sciences of Belarus, Minsk)*

## **MATERIALS FOR MEDICAL DEVICES AND PRODUCTS**

Analysis of the structure and properties of titanium alloys for implants.....	42
---	----

*Corresponding Member of NASB, D.Sc., Prof. Kolmakov A.G., Sergienko R.V.,*

*Ph.D. Sevostjanov M.A., Konushkin S.V., Kaplan M.V., Morozova J.A.*

*(Baikov Institute of Metallurgy and Materials Science, RAS)*

*D.Sc., Prof. Kheifetz M.L. (Institute of Applied Physics, National Academy of Sciences of Belarus, Minsk)*

Formation of a Colloidal Selenium Solution in Water Using Mechanical and Laser Dispersion .....	48
---	----

*D. Sc., Prof. Anisovich A.G., D. Sc., Prof. Kheifetz M.L.*

*(Institute of Applied Physics, National Academy of Sciences of Belarus, Minsk)*

*D. Sc., Prof. Markevich M.I., Bakayev A.G., Yushchenko M.V.*

*(Institute of Physics and Technology, National Academy of Sciences of Belarus, Minsk)*

*Ph. D., Associate professor Zhuravleva V.I. (Military Academy of the Republic of Belarus, Minsk)*

To the 110th anniversary of Petr Ivanovich Yashcheritsyn.....	53
---	----