

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Міністерство освіти і науки України

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ЛАКОЗА СЕРГІЙ ЛЕОНІДОВИЧ

УДК 629.7:617.57

ДИСЕРТАЦІЯ
ІНЕРЦІАЛЬНА СИСТЕМА ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ РУХУ ЛЮДИНИ

05.11. 03 – Гіроскопи та навігаційні системи
Технічні науки

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук
Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

С.Л. Лакоза

Науковий керівник

Мелешко Владислав Валентинович, кандидат технічних наук, доцент

Київ – 2017

АНОТАЦІЯ

Лакоза С.Л. Інерціальна система оцінки параметрів руху людини. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук (доктора філософії) за спеціальністю 05.11.03 «Гіроскопи і навігаційні системи». – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, 2017.

У дисертаційній роботі отримано такі нові наукові результати:

1. Вперше теоретично обґрунтовано та підтверджено моделюванням принцип розділення каналів корекції безплатформної курсовертикалі, який полягає у використанні для корекції безплатформної курсовертикалі сигналів акселерометрів та модифікованих сигналів магнітометрів, у яких на основі даних акселерометричного каналу виконано обнулення вертикальної складової вектора індукції магнітного поля Землі без необхідності використання апіорних даних.

2. Дістав подальшого розвитку метод скалярного калібрування для мікромеханічних акселерометрів та магніторезистивних датчиків шляхом введення даних попередньої векторної калібровки та застосування ітеративної процедури калібрування.

3. Удосконалено метод векторної калібровки шляхом оцінювання коефіцієнтів математичної моделі за допомогою фільтра Калмана з введенням змінних стану, які характеризують шумові складові похибки чутливих елементів, що покращує збіжність результатів калібровки.

4. Вперше для інерціальної системи оцінки параметрів руху людини розроблено інваріантний до прискореного руху кінцівок комплексний алгоритм безплатформної інерціальної навігаційної системи, корекційні сигнали по швидкості та переміщенню якого сформовані на основі біомеханічної моделі скелету людини.

Практичне значення результатів дисертаційної роботи полягає в тому, що:

розроблено спрощену модель похибок безплатформної курсовертикалі для аналізу впливу похибок чутливих елементів на точність оцінки орієнтації об'єкта; розроблено структурні схеми інерціальної системи оцінки параметрів руху людини з корекцією за сигналами по біомеханічній моделі скелету людини; виконано аналітичний розрахунок точності корекційних сигналів комплексного алгоритму БІНС для інерціальної системи оцінки параметрів руху людини; отримана оптимальна модель сигналу акселерометрів за критерієм регулярності за допомогою методу групового урахування аргументів; розроблено рекомендації стосовно застосування методу скалярного калібрування для датчиків низької точності; отримано графічні залежності для оцінки точності знаходження параметрів моделі сигналу датчиків; розроблено прикладне програмне забезпечення, що реалізує алгоритм калібрування на основі фільтра Калмана; розроблено прикладне програмне забезпечення алгоритму роботи безплатформної курсовертикалі та комплексного алгоритму БІНС з корекцією за сигналами по біомеханічній моделі скелету людини; розроблено прикладне програмне забезпечення та стенд-імітатор верхньої кінцівки людини, методика перевірки точності інерціальної системи оцінки параметрів руху людини (ІСОПРЛ).

У дисертаційній роботі описано, що моніторинг рухової активності при діагностиці та лікуванні неврологічних захворювань рухів, у спортивній медицині під час реабілітації, для розпізнавання рухів у віртуальній реальності потребує використання об'єктивних засобів вимірювання, таких, як системи оцінки параметрів руху людини. Від показників якості системи залежить достовірність оцінки рухової активності та правильність діагностичного рішення, тощо. Описано фізичні принципи і системи датчиків, на яких будуються системи оцінки параметрів руху людини, зокрема: оптичні; механічні; магнітні; акустичні; інерціальні систем. Охарактеризовані їх основні недоліки та переваги.

Розглянуто основні підходи, що забезпечують створення ІСОПРЛ. Указано кількість інерціальних вимірювальних блоків (ІВБ), котрі призначені для оцінки параметрів руху всього тіла, верхніх, нижніх кінцівок. Показано, що в медичних застосуваннях, при реабілітації та в спортивних тренуваннях найбільш широкого

застосування набули системи, що містять від 2 до 10 ІВБ. Приведено перелік ряду задач, які необхідно розглянути при розробці ІСОПРЛ.

У роботі описано поняття про біомеханічну модель скелету людини, її використання в ІСОПРЛ та в методах оцінки переміщення людини у відкритому просторі. Проаналізовано питання калібровки системи оцінки параметрів руху людини. Виділено декілька її етапів: калібровка лінійних розмірів сегментів біомеханічної моделі скелету; калібровка орієнтації ІВБ відносно сегментної СК у статичних позах; визначення функціональних вісей суглобового руху при виконанні визначеного виду рухової активності; калібровка системи при наявності замкнутого кінематичного ланцюга у біомеханічній моделі скелету. Показано, що питання функціональної калібровки ІСОПРЛ на даний час розв'язані практично повністю і в основному стосуються певних особливостей функціонування тіла людини для конкретних біомеханічних досліджень.

Описано алгоритми оцінки орієнтації сегментів тіла людини окремим інерціальним вимірювальним блоком. Основним видом алгоритмів є алгоритми безплатформних курсовертикалей (БКВ) з використанням фільтра Калмана. Показано, що більшість алгоритмів не враховує наявності динамічних похибок та зовнішніх завад. Для обмеження впливу завад у БКВ використовують обмеження глибини корекції. Показано, що у відомій літературі не розглянуто проблем перехресного впливу між каналами корекції БКВ, не розкрито питань застосування алгоритмів безплатформних інерціальних навігаційних систем для оцінювання параметрів руху людини.

У дисертаційній роботі детально описано використовувану біомеханічну модель скелету людини, приведено зображення структури сегментів у вигляді суглобового ланцюга, визначено ключові суглоби, описано кількість степенів свободи використовуваних суглобів, зв'язано з сегментами відповідні системи координат (СК). Записані формули для розрахунку суглобових кутів плеча та передпліччя.

У роботі розроблено алгоритми БКВ з використанням калманівської фільтрації для кінематичних параметрів орієнтації, таких як кватерніон та матриця на-

прямних косинусів. Сформульовано, теоретично обґрунтовано та модельно підтверджено принцип розділення каналів корекції БКВ. Отримана спрощена модель похибок безплатформної курсовертикалі. Проаналізовано вплив похибок датчиків на точність оцінки орієнтації алгоритмом БКВ. На основі аналізу похибок БКВ показано доцільність використання для оцінки параметрів руху людини алгоритмів БІНС. У роботі виконано розробку комплексного алгоритму ІСОПРЛ, нечутливого до прискореного руху об'єкта. У якості опорної СК використано географічну СК (ГСК). Корекційні сигнали сформовані на основі раніше описаної біомеханічної моделі скелету людини. У дисертаційній роботі виконано аналітичну оцінку рівня похибки визначення переміщення і швидкості сегментів на основі біомеханічної моделі скелету.

Виконано вибір оптимальної математичної моделі чутливих елементів (акселерометрів) методом групового урахування аргументів. У результаті проведення експериментів встановлено, що оптимальна за критерієм регулярності модель має враховувати зміщення нуля, масштабний коефіцієнт та два коефіцієнти, що враховують похибки установки та перехресну чутливість датчиків. Варіації Алана використано для оцінки параметрів математичних моделей шумів датчиків, котрі використовувалися при синтезі розширеного алгоритму фільтра Калмана для калібрування датчиків (акселерометрів). Вектор стану фільтра Калмана містить вищеописані коефіцієнти, а також шуми. Шуми датчиків, які були враховані – це флікер-шум, випадкове блукання по прискоренню, шум відходу. Експериментальні результати показали, що застосування алгоритму розширеного фільтра Калмана для калібрування датчиків дозволило до 4 раз пришвидшити збіжність оцінок калібровочних коефіцієнтів у порівнянні з рекурентним методом найменших квадратів.

У роботі розглянуті питання щодо застосування скалярного калібрування для автономного довизначення параметрів математичної моделі позиційних датчиків (акселерометрів та магнітометрів). Проаналізовано можливості скалярного калібрування при застосуванні її для датчиків низької точності. Теоретично отримані повні вирази, на основі яких розраховуються параметри математичної моделі сиг-

налу датчиків. Виконано їх якісний аналіз. Кількісні результати отримані шляхом чисельного моделювання процесу скалярного калібрування при варіації рівнів похибок обраної моделі похибок датчиків. Отримані графіки та виконано їх аналіз, який показав умови та можливості застосування скалярного калібрування для датчиків низької точності. Приведені в роботі графіки дають змогу оцінити рівень погрішності, з якою будуть отримані параметри моделі похибок датчика. Показано чутливість скалярного калібрування до наявності великого рівня перехресних зв'язків в сигналах датчиків.

Виконано експериментальне дослідження параметрів датчиків, що входять до ІВБ ІСОПРЛ: гіроскопів, акселерометрів та магнітометрів. З використанням добре відомих методів отримані значення калібровочних матриць датчиків, які використовуватимуться у якості еталонів для порівняння. Приведено результуючі похибки чутливих елементів. Виконано експериментальне дослідження можливості застосування скалярного калібрування для акселерометрів та магнітометрів. Показано, що при значенні похибок математичної моделі датчика до 10% можна підвищити точність калібрування акселерометрів і магнітометрів, якщо використати скалярне калібрування ітераційно. Також для підвищення точності оцінки параметрів математичної моделі сигналів чутливих елементів запропоновано формувати результуючу модель сигналу датчика, поєднуючи результати скалярного калібрування (яке виконується безпосередньо в місці установки) та еталонних результатів калібрування, виконаних на високоточному обладнанні. Це виконано шляхом використання оцінок похибок установки та перехресної чутливості при формуванні калібровочних матриць з результатів скалярного калібрування. Запропоновано для забезпечення збіжності скалярного калібрування виконувати списання оцінених раніше рівнів зміщення нуля датчиків.

Досліджено точність розробленого для ІСОПРЛ алгоритму БКВ в статичі на спеціалізованому обладнанні для калібрування (на ОДГ-10 та КПА-5), в динаміці на стенді трьохвісної хитавиці.

Виконано імітаційне моделювання розробленого комплексного алгоритму ІСОПРЛ, інваріантного до прискорення кінцівок. Описана схема моделювання.

Проаналізовано вплив різних коефіцієнтів корекції на точність вихідних даних алгоритму.

Для перевірки точності та коректності закладених в ІСОПРЛ алгоритмів розроблено стенд-імітатор, котрий імітує частину верхньої кінцівки. Стенд-імітатор складається з одного нерухомого та двох рухомих сегментів. Нерухомий сегмент призначений для імітації спини. Два інші сегменти реалізують плече та передпліччя. Сегменти з'єднанні за допомогою чотирьох одновісних шарнірів. Стенд призначений для імітації рухів плеча та передпліччя. Кінематика плеча відтворюється тільки по кутах згинання-розгинання та ротації. Відносний кутовий рух передпліччя відтворений повністю (суглобовий кут згинання-розгинання передпліччя, суглобовий кут ротації передпліччя). Стенд дає змогу вимірювати кути ротації з роздільної здатністю 9 кут.хв.; кути згинання-розгинання сегментів стенда-імітатора -0.5306 кут.хв/біт, рівень шуму (абсолютні значення) не перевищує ± 2 кут.хв. Характеристики розробленого стенду підтверджують можливість використання його у якості еталонного обладнання.

Виконано ряд натурних експериментів для перевірки точності роботи ІСОПРЛ з використанням розроблених алгоритмів БКВ та комплексного алгоритму, інваріантного до прискорення кінцівок. У роботі отримано, що графіки зміни суглобових кутів, отримані з ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом, краще відтворюють еталонні вимірювання. Графіки суглобових кутів повністю адекватно відображають вихідний рух стенда.

У дисертаційній роботі експериментально показано, що використання комплексного алгоритму в ІСОПРЛ у порівнянні з використанням алгоритму БКВ дозволяє знизити похибки системи на 5° - 6° при вимірюванні кутів ротації із значним діапазоном. При швидких рухах підвищується на $1,5^\circ$ - 2° точність оцінки кутів згинання сегментів стенду.

Ключові слова: оцінка параметрів руху, інерціальна система, безплатформна курсовертикаль, калібровка, скалярне калібрування, біомеханічна модель.

Список основних публікацій здобувача:

1. Костюк А.Ю. Применение расширенного фильтра Калмана для

калибровки инерциальных датчиков/ Костюк А.Ю., Лакоза С.Л. // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2012. - Випуск № 43. - с.9-15.

2. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 1: Теоретичні основи розділення каналів корекції / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Вісник НТУУ «КПІ», серія Приладобудування. – 2013. – вип. 46. – с. 5-13.

3. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 2: Алгоритми корекції / Лакоза С.Л., Мелешко В.В. // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2014. - Випуск № 48. - с.2-11.

4. Лакоза С.Л. Скалярная калибровка акселерометров средней и низкой точности / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Радиооптика. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электр. журнал. 2015. №1. С. 9-28. DOI: 10.7463/rdopt.0115.0779996 .

5. Лакоза С.Л. Розробка і дослідження комплексного алгоритму інерціальної системи оцінки параметрів руху людини/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Технологический аудит и резервы производства. - 2016, Том 1, № 2(27) (2016) – с.56-68. DOI: //dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2016.59150 .

6. Свідоцтво № 59534 України про реєстрацію авторського права на службовий твір. Комп'ютерна програма Алгоритм безплатформної курсовертикалі з розділенням каналів корекції [Текст] / Лакоза С.Л., Півторак Д.О. (Україна); заявник та власник Лакоза С.Л., Півторак Д.О. - № 59944; заявл. 06.03.2015; зареєстровано 06.05.2015 в Державному реєстрі свідоцтв про реєстрацію авторського права на твір.

7. Development of Portable Human Body Navigation System / S.Lakoza, V. Meleshko // Tcset'2012. Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science: Proceedings of the XI-th International Conference, 21 Febr. 2012. – Slavske, Ukraine, 2012. - p. 110.

8. Костюк А.Ю. Расширенный фильтр Калмана для калибровки инерциальных датчиков / А.Ю. Костюк, С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: IX Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2012.

- с. 28-29.

9. Лакоза С.Л. Микромеханическая система для биомеханических исследований верхней конечности человека / С.Л. Лакоза // Новые направления развития приборостроения: 7 междунар. науч.-техн. конференция молодых ученых и студентов, 23-25 апреля 2014г. : материалы конференции. — Минск: БНТУ, 2014. — с. 34.

10. Лакоза С.Л. Стадії калібровки системи захоплення руху/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: XIV Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2015р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2015. – с.20-21.

11. Лакоза С.Л. Використання біомеханічної моделі скелету людини у роботі інерціальної системи оцінки параметрів руху / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Людина і космос: XVIII Міжнародна молодіжна науково-практична конференція, 11-13 квітня 2016р. : збірник тез доповідей. – Дніпропетровськ: Національний центр аерокосмічної освіти молоді ім. О.М. Макарова, 2016. – с. 6-8.

SUMMARY

Lakoza S.L. Inertial system for estimation of human motion parameters. - Qualifying scientific work, the manuscript.

Thesis for a candidate degree (PhD) in specialty 05.11.03 "Gyroscopes and navigation systems". — National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, 2017.

In the thesis the following new scientific results are received:

1. It is first theoretically grounded and in way of simulation confirmed the principle of correction channels separation for attitude and heading reference system (AHRS). For AHRS correction it is used accelerometers signals and magnetometers modified signals in which basis on accelerometer's channel were done reset of vertical component of Earth magnetic field vector without the need for a priori data.

2. Scalar calibration method is got further development for micromechanical accelerometer and magnetoresistive sensors by input of the previous vector's calibration data and use of iterative calibration procedure.

3. The method of vector calibration is improved by evaluating of mathematical model coefficients using Kalman filter. It was done by introduction of state variables that characterize error noise components of sensors. It improves the convergence of calibration data.

4. It is first for inertial system of human motion parameters evaluation developed strapdown complex algorithm invariant to the accelerated limbs movement in which correction signals for speed and position is formed based on human skeleton biomechanical model.

The practical significance of thesis results are that: AHRS simplified error model is developed to analyze the effect of sensitive elements errors on estimation accuracy of object orientation; the block diagram of inertial system for estimation of human motion parameters (ISEHMP) with correction signals by biomechanical model of the human skeleton is made; it is done analytical valuation of correction signal accuracy of

integrated strapdown inertial navigation system (SINS) algorithm for ISEHMP; optimal accelerometer signal model is obtained using method of group accounting of arguments by criterion of regularity; it is done the recommendations on the use of scalar calibration technique for low accuracy sensors; graphical relations are obtained for accuracy estimation of finding of sensor signal model parameters; it is developed application software that implements the calibration algorithm based on Kalman filter; it is developed application software of AHRS algorithm and integrated SINS algorithm with correction signals by biomechanical human skeleton model; it is developed application software and imitator stand of human upper limb, methods for ISEHMP accuracy checking.

The thesis describes that monitoring of motor activity in the diagnosis and treatment of neurological diseases movements in sports medicine during rehabilitation, movements detecting in virtual reality requires use of objective measuring instruments such as inertial system for estimation of human motion parameters. The reliability assessment of motor activity and correct diagnostic decision depends from quality score of such system, etc. It is described the physical principles and sensor systems, which are used for development of systems for estimation of human motion parameters. They are including optical, mechanical, magnetic, acoustic, inertial systems. Their main advantages and disadvantages are characterized.

The basic approaches which provide ISEHMP development are considered. It is specified amount of inertial measurement units (IMU) which are designed to estimate the parameters of movement of the whole body, upper limb and lower limb. It is shown that in medical applications, during rehabilitation and in sport trainings have become the most widely used systems which contain from 2 to 10 IMUs. It is adduced a number of tasks that need to consider during development of ISEHMP.

The paper describes the concept of the human skeleton biomechanical model and its using in ISEHMP and in methods for estimating of human position in the open space. Calibration issues of system for estimation of human motion parameters are analyzed. It is highlighted its several stages: calibration of segment linear dimensions of skeleton biomechanical model; calibration of IMU's frame orientation relative to

segment frame in static poses; functional joint axes definition by performing certain types of motor activity; system calibration using closed kinematic chain in skeleton biomechanical model. It is shown that problems of functional joint axes calibration for ISEHMP are currently solved for most significant cases and mainly related to peculiar qualities of human body functioning for specific biomechanical research.

It is described the algorithm for estimation of the individual body segments orientation using inertial measurement unit data. The main types of such algorithms are AHRS algorithms with using Kalman filter. It is shown that most of the algorithms ignore the presence of dynamic errors and external disturbances. To limit the impact of disturbances in AHRS algorithm it is used restriction of correction depth. It is shown that in the known literature hasn't considered the problems of cross-linking between channels correction of AHRS, the application of SINS algorithms for estimation of human motion parameters.

The thesis describes the used human skeleton biomechanical model, it is shown image of segments structure defined as joint chain, key joints are defined, it is described joints' degrees of freedom, and it is associated appropriate frames with segments. Equations for the arm and forearm joint angles calculation are entered.

In work AHRS algorithms are developed using Kalman filtration for orientation parameters such as quaternion and direction cosine matrix. It is formulated, theoretically grounded and in way of simulation confirmed the principle of correction channels separation for AHRS. It is got simplified error model of AHRS. It is analyzed the sensor errors effect on the AHRS algorithm' orientation accuracy. AHRS' errors analysis shows the necessity of using SINS algorithms to estimate human motion parameters. In the study it is done the development of complex ISEHMP algorithm invariant to segments' accelerated movement. As reference frame it is used geographical frame (or ENU – East North Up). Correction signals are generated using previously described human skeleton biomechanical model. In the thesis it is completed analytical estimation of error level for calculation of segment' position and speed based on skeleton biomechanical model.

It is completed an optimal mathematical model of sensors (accelerometers) using method of group accounting of arguments. By result of experiments was found that the optimal model by regularity criterion should consider offset, scale factor and two coefficients that consider installation errors and sensors' cross-sensitivity. Allan variations were used to estimate the parameters of sensors' noise mathematical model which are used for synthesis of an extended Kalman filter algorithm for sensors (accelerometers) calibration. Kalman filter state vector contains coefficients described above and noises. Sensor' noises that were taken into account - a flicker noise, random walk on acceleration, velocity random walk, ramp noise. Experiment results showed that the use of extended Kalman filter for sensor' calibration allow to speed up to 4 times the result convergence of calibration coefficients compared to the recurrent least squares method.

The paper discusses the issues of using scalar calibration for the autonomous final finding of parameters of positional sensors mathematical model (accelerometers and magnetometers). It is analyzed scalar calibration capabilities for low accuracy sensors. Complete theoretical expressions are calculated for the parameters of a sensors' signal mathematical model. Their qualitative analysis is performed. Quantitative results are obtained by numerical simulation of scalar calibration process by variations the error levels of selected sensor error model. It is obtained graphs and performed their analysis which showed the conditions and capabilities of scalar calibration for low accuracy sensors. Resulted graphs let you to evaluate the level of error of received parameters of the sensor error model. It is shown sensitivity of scalar calibration to the presence of high level cross-linking in the sensor signal.

Experimental study is done for parameters of sensor included in the IMUs of ISEHMP: gyroscopes, accelerometers and magnetometers. It is got the values of sensors calibration matrix using well-known methods. These values would be used as etalons for comparison. Resulting sensors errors are given. Experimental study has been done for the capabilities of scalar calibration for accelerometers and magnetometers. It has been shown that for value of sensor' model errors lower 10% it can be improved the calibration accuracy of accelerometers and magnetometers using method of scalar

calibration iteratively. For accuracy improvement of sensor' mathematical model parameters estimation it is proposed to form a resultant signal sensor model combining scalar calibration results (which runs directly in the installation point) and standard calibration results performed on high-precision equipment. It has been done using estimates of misalignment and cross-sensitivity errors for the formation of the calibration matrix based on scalar calibration results. It is proposed for scalar calibration process convergence to perform write-off of previously estimated sensors' offset level.

It has been investigated the accuracy of the AHRS algorithm developed for ISEHMP. It has been done in static positions using specialized equipment for calibration (ODG-10 and KPA-5) and in dynamic mode using stand for triaxial pitching.

The simulation of developed ISEHMP's complex algorithm invariant to limbs acceleration is done. Modeling scheme is described. It has been analyzed the impact of various coefficients of correction on the accuracy of output data.

Stand-imitator has been done to verify the accuracy and correctness of embedded ISEHMP algorithms. Stand mimics part of the upper limb. Stand-imitator consists of one static and two motile segments. Fixed segment is designed to simulate the back. Two other segments implements shoulder and forearm. Stand's segments are conjunction by four uniaxial hinges. The stand is designed to mimic the movements of the shoulder and forearm. Shoulder kinematics is reconstructed only in the flexion-extension and rotation joint angles. The relative angular forearm movement is full reproduced (flexion-extension angle, rotation angle of the forearm). The stand allows to measure angles of rotation with a resolution of 9 angular minutes; Angles of stand' segments flexion-extension — 0.5306 angular minutes/ bit with noise level lower than ± 2 angular minutes (absolute value). Described characteristics of stand confirm the possibility of using it as a etalon measuring equipment.

It has been done series of field experiments for ISEHMP accuracy checking. There have been used developed AHRS algorithm and integrated complex SINS algorithm invariant to limbs acceleration. In works it is got that charts changes in joint angles obtained from ISEHMP with a complex algorithm better reproduce reference

measurements. Charts joint angles adequately reflect output motion of the stand-imitator.

In thesis it has been experimentally shown that using of complex algorithm in ISEHMP compared to using AHRS algorithm makes it possible to reduce system error on 5-6 degrees when measuring rotation angles with wide range. Accuracy of flexion-extension angles has been increased by 1.5-2 degrees during fast movements.

Keywords: estimation of motion parameters, inertial system, AHRS, calibration, scalar calibration, skeleton biomechanical model.

List of main publications of the applicant:

1. Костюк А.Ю. Применение расширенного фильтра Калмана для калибровки инерциальных датчиков/ Костюк А.Ю., Лакоза С.Л. // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2012. - Випуск № 43. - с.9-15.

2. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 1: Теоретичні основи розділення каналів корекції / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Вісник НТУУ «КПІ», серія Приладобудування. – 2013. – вип. 46. – с. 5-13.

3. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 2: Алгоритми корекції / Лакоза С.Л., Мелешко В.В. // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2014. - Випуск № 48. - с.2-11.

4. Лакоза С.Л. Скалярная калибровка акселерометров средней и низкой точности / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Радиооптика. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электр. журнал. 2015. №1. С. 9-28. DOI: 10.7463/rdopt.0115.0779996 .

5. Лакоза С.Л. Розробка і дослідження комплексного алгоритму інерціальної системи оцінки параметрів руху людини/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Технологический аудит и резервы производства. - 2016, Том 1, № 2(27) (2016) – с.56-68. DOI: //dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2016.59150 .

6. Свідоцтво № 59534 України про реєстрацію авторського права на службовий твір. Комп'ютерна програма Алгоритм безплатформної курсовертикалі з розділенням каналів корекції [Текст] / Лакоза С.Л., Півторак Д.О. (Україна); заявник та власник Лакоза С.Л., Півторак Д.О. - № 59944; заявл. 06.03.2015; зареєст-

ровано 06.05.2015 в Державному реєстрі свідоцтв про реєстрацію авторського права на твір.

7. Development of Portable Human Body Navigation System / S.Lakoza, V. Meleshko // Tcset'2012. Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science: Proceedings of the XI-th International Conference, 21 Febr. 2012. – Slavske, Ukraine, 2012. - p. 110.

8. Костюк А.Ю. Расширенный фильтр Калмана для калибровки инерциальных датчиков / А.Ю. Костюк, С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: IX Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2012. - с. 28-29.

9. Лакоза С.Л. Микромеханическая система для биомеханических исследований верхней конечности человека / С.Л. Лакоза // Новые направления развития приборостроения: 7 междунар. науч.-техн. конференция молодых ученых и студентов, 23-25 апреля 2014г. : материалы конференции. — Минск: БНТУ, 2014. — с. 34.

10. Лакоза С.Л. Стадії калібровки системи захоплення руху/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: XIV Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2015р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2015. – с.20-21.

11. Лакоза С.Л. Використання біомеханічної моделі скелету людини у роботі інерціальної системи оцінки параметрів руху / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Людина і космос: XVIII Міжнародна молодіжна науково-практична конференція, 11-13 квітня 2016р. : збірник тез доповідей. – Дніпропетровськ: Національний центр аерокосмічної освіти молоді ім. О.М. Макарова, 2016. – с. 6-8.

ЗМІСТ

Анотація.....	2
Summary.....	10
Перелік умовних позначень і скорочень.....	21
Вступ.....	22
РОЗДІЛ 1. Огляд стану проблеми та вибір напрямку досліджень	34
1.1. Системи оцінки параметрів руху людини. Класифікація, коротка характеристика, фізичні принципи роботи.....	34
1.1.1. Безмаркерні системи оцінки параметрів руху	37
1.1.2. Маркерні системи оцінки параметрів руху.....	37
1.2. Основні особливості роботи інерціальних систем оцінки параметрів руху людини	43
1.3. Огляд і аналіз сучасного стану методичного і алгоритмічного забезпечення роботи інерціальних систем оцінки параметрів руху людини	49
1.3.1. Біомеханічна модель скелету людини. Методи оцінки переміщення людини у відкритому просторі.....	49
1.3.2. Калібровка інерціальної системи оцінки кінематичних параметрів руху людини	52
1.3.3. Алгоритми оцінки орієнтації сегментів тіла людини окремим інерціальним вимірювальним блоком	56
1.4. Мета і задачі даних наукових досліджень	63
РОЗДІЛ 2. Алгоритмічне забезпечення інерціальної системи оцінки параметрів руху людини.....	65
2.1. Біомеханічна модель скелету людини.....	65
2.1.1. Основні рухи, що здійснюють суглоби людини	65
2.1.2. Опис біомеханічної моделі людського тіла	68
2.1.3. Суглобові кути.....	71
2.2. Алгоритм БКВ з розділенням каналів корекції	74
2.2.1. Модель похибок алгоритмів оцінки орієнтації сегментів існуючих	78

інерціальних систем оцінки параметрів руху людини	18
2.2.2. Фільтр Калмана для алгоритму БКВ з розділенням каналів корекції	84
2.3. Алгоритм інерціальної системи оцінки параметрів руху людини, нечутливий до прискореного руху об'єкта.....	88
2.3.1.Алгоритм БІНС в географічній системі координат	88
2.3.2. Розробка алгоритму оцінювання кінематичних параметрів руху з використанням комплексної обробки даних	91
2.3.3. Формування корекційних сигналів на основі біомеханічної моделі скелету	94
Висновки до розділу 2	99
 РОЗДІЛ 3. Калібровка чутливих елементів інерціальної системи оцінки параметрів руху людини	100
3.1. Вибір оптимальної математичної моделі чутливих елементів методом групового врахування аргументів	103
3.2. Використання фільтра Калмана для калібрування чутливих елементів ...	107
3.3. Застосування скалярного калібрування для мікроакселерометрів	113
3.3.1. Вихідні положення методики скалярного калібрування для прецизійних акселерометрів.....	113
3.3.2. Дослідження можливостей методики скалярного калібрування	117
3.3.3. Дослідження впливу похибок моделі сигналу на точність скалярного калібрування.....	120
Висновки до розділу 3	128
 РОЗДІЛ 4. Дослідження інерціальної системи оцінки параметрів руху людини.....	130
4.1. Калібрування чутливих елементів інерціальних вимірювальних блоків..	133
4.1.1. Калібрування акселерометрів	134
4.1.2.Калібрування датчиків кутової швидкості.....	137
4.1.3. Калібрування магнітометрів	140

	19
4.1.4. Скалярне калібрування акселерометрів та магнітометрів	142
4.2. Дослідження точності алгоритму безплатформної курсовертикалі, який використовується при початковій виставці інерціальної системи оцінки параметрів руху людини	152
4.2.1. Дослідження алгоритму безплатформної курсовертикалі в статиці	153
4.2.2. Дослідження алгоритму безплатформної курсовертикалі в динамічному режимі (конусний рух)	155
4.3. Дослідження роботи інерціальної системи оцінки параметрів руху людини з використанням комплексного алгоритму, інваріантного до прискорення кінцівок	158
4.3.1. Результати модельного дослідження похибок комплексного алгоритму роботи	158
4.3.2. Обговорення результатів дослідження похибок комплексного алгоритму	163
4.3.3. Експериментальна перевірка точності роботи ІСОПРЛ з використанням комплексного алгоритму роботи на стенді-імітаторі верхньої кінцівки людини	166
Висновки до розділу 4	182
 ВИСНОВКИ	 187
Список використаних джерел	191
 Додаток А. Рівняння похибок безплатформної курсовертикалі	 203
Додаток Б. Алгоритм БІНС в географічній системі координат	206
Додаток В. Оцінка рівня похибок визначення переміщення і швидкості на основі біомеханічної моделі скелету людини	208
Додаток Г. Похибки комплексного алгоритму інерціальної системи оцінки параметрів руху людини	212
Додаток Д. Моделювання принципу розділення каналів корекції безплатформної курсовертикалі	218

	20
Додаток Е. Графіки варіацій Алана ADIS16400/16405	223
Додаток Є. Акти впровадження результатів дисертаційної роботи.....	226
Додаток Ж. Список публікацій здобувача за темою дисертації та відомості про апробацію результатів дисертації	230

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І СКОРОЧЕНЬ

АЦП	— аналого-цифровий перетворювач;
БА	— блок акселерометрів;
БІНС	— безплатформна інерціальна навігаційна система;
БКВ	— безплатформна курсовертикаль;
ГСК	— географічна система координат;
ДКШ	— датчик кутової швидкості;
ІВБ	— інерціальний вимірювальний блок;
ІНС	— інерціальна навігаційна система;
ІСОПРЛ	— інерціальна система оцінки параметрів руху людини;
ЛАТР	— лабораторний автотрансформатор;
МГУА	— метод групового урахування аргументів;
ММА	— мікромеханічний акселерометр;
ММГ	— мікромеханічний гіроскоп;
МНК	— матриця напрямних косинусів;
МНК _в	— метод найменших квадратів;
МПЗ	— магнітне поле Землі;
ОДГ	— оптична ділильна головка;
СК	— система координат;
СКВ	— середньоквадратичне відхилення;
СОПРЛ	— система оцінки параметрів руху людини;
СЩП	— спектральна щільність потужності;
ФК	— фільтр Калмана;
ЧЕ	— чутливий елемент;

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження

Інерціальна навігація — метод визначення місцезнаходження, швидкості й орієнтації рухомих об'єктів без використання зовнішньої інформації. Цей метод використовує лише сигнали чутливих елементів, що встановлені на об'єкті [36, 55]. Для розв'язку навігаційних задач, використовуючи метод інерціальної навігації, не потрібно застосовувати зовнішні вимірювання й сигнали, цей метод має особливе значення серед усіх існуючих методів навігації. Дуже важливою властивістю інерціальних систем є їх повна автономність.

Основи інерціальної навігації було закладені в 30-ті роки XX століття. Інтенсивний розвиток методу інерціальної навігації відбувся в другій половині XX століття; значний внесок у розвиток теорії інерціальної навігації в цей період у внесли В. Д. Андрєєв, Е. А. Дев'янін, С. П. Дмитрієв, Н. А. Вітрильников і багато інших вчених. Сучасний рівень технічних досягнень в області гіроскопічних чутливих елементів й інерціальної навігації визначається розвитком і широким застосуванням прикладної теорії гіроскопів, яка пов'язана з іменами А.Н.Крилова, А.Ю.Ішлінського, Д.С.Пельпора, Н.В.Бутеніна, М.А.Павловського, О.В.Збруцького, О.С.Довгополого, Н.Н.Острякова, А.А. Одінцова, Б.Б.Самотокіна, С.С.Рівкіна, а також закордонних учених М.Шулера, Ч.Дрейпера, D.H. Titterton, Eun-Hwan Shin, D. Roetenberg, H. Luinge, A.M. Sabbatini і ін.

Принцип інерціальної навігації [53, 55] полягає у розв'язку задачі зчислення пройденого шляху за допомогою подвійного інтегрування прискорення об'єкта. Прискорення об'єкта вимірюється встановленими на ньому чутливими елементами, акселерометрами. В залежності від способу установки, керування просторовою орієнтацією чутливих елементів (гіроскопів та акселерометрів) та обробки їх вимірювань інерціальні навігаційні системи (ІНС) розділяють на платформні й безплатформні. У першому випадку триада акселерометрів з ортогональними осями чутливості встановлюється на гіростабілізованій платформі в кардановому підвісі. Платформа реалізує на борту об'єкта певну

опорну систему координат, щодо якої потрібно визначати параметри руху об'єкта. У випадку ж безплатформних ІНС (БІНС) акселерометри жорстко закріплюються в корпусі приладу. Їх сигнали перед інтегруванням перепроєктуються на осі визначеної аналітично модельованої системи координат. Для виконання цієї процедури використовуються кути орієнтації системи відносно опорної системи координат [50, 54]. Для їх обчислення здійснюється чисельне інтегрування сигналів гіроскопічних датчиків кутової швидкості (ДКШ).

Останні досягнення в області механіки, електроніки, інформатики призвели до створення нових типів мікромеханічних гіроскопів (акселерометрів) і відкривають нові області застосування інерціальних систем. Зокрема, інерціальні методи й засоби, поряд з розв'язанням традиційних навігаційних задач, стали застосовуватися для вирішення нових прикладних проблем, таких як геодезичні й гравітаційні виміри, автоматизований багатопараметричний контроль геометричних параметрів рейкового шляху, оцінка статичних і динамічних деформацій довгорозмірних об'єктів, багатомірний контроль профілю свердловин, трубопроводів, тунелів і т.д. Для багатьох рухомих об'єктів успішне застосування БІНС залежить від масогабаритних характеристик, автономності, вартості та мінімального енергоспоживання навігаційної системи. Таким вимогам відповідають системи на базі мікромеханічних чутливих елементів, які відрізняються автономністю роботи, високою надійністю, зручністю в експлуатації, малими габаритами й масою.

Перспективним напрямком використання БІНС є дослідження характеристик руху біологічних об'єктів, зокрема людини. Для моніторингу рухової активності при діагностиці та лікуванні неврологічних захворювань рухів, у спортивній медицині під час реабілітації, для розпізнавання рухів у віртуальній реальності [9] необхідно використовувати об'єктивні засоби вимірювання, такі як системи оцінки параметрів руху людини. Від показників якості системи (точність, простота підготовки, мобільність, завадостійкість, автономність) залежить достовірність оцінки рухової активності та правильність діагностичного рішення, можливість керування об'єктами віртуальної реальності, тощо.

Зараз такі системи будують з використанням наступних фізичних принципів і систем датчиків: оптичних; механічних; магнітних; акустичних; інерціальних систем. До недоліків оптичних, механічних, магнітних та акустичних систем відносять: громіздкість, необхідність для роботи спеціального приміщення, тривала підготовки для коректної роботи, схильність до впливу похибок від перекриття маркерів, висока вартість, що негативно впливає на результати оцінки параметрів руху людини поза лабораторними умовами. Це також обмежує застосування таких систем для вирішення задач мобільної діагностики. Для подолання таких недоліків доцільно використовувати інерціальні систем оцінки параметрів руху людини (ІСОПРЛ). Такі системи можуть автономно і мобільно застосовуватися для досліджень руху людини у природних умовах при виконанні широкого переліку рухів. Але практична реалізація ІСОПРЛ вимагає вдосконалення таких систем шляхом підвищення їх завадостійкості, адаптації алгоритмів безплатформних інерціальних навігаційних систем до об'єктів їх застосування, розробки методів автономного оцінювання та врахування змін параметрів чутливих елементів БІНС, використання математичної моделі руху людини, що природнім чином описує рух об'єктів такого класу.

Системи оцінки параметрів руху людини, базою яких є інерціальні модулі, пропонує ряд комерційних організацій: MVN Awinda та MVN Link від XSSENS; системи IGS від SYNERTIAL ANIMAZOO; 3DSuit Motion Capture від InertialLabs; система Shadow від Motion Workshop; Perception Neuron від Noitom; iSen від STT; «Беспроводная система захвата движения» від компанії BEK-21.

Основні можливості вищезазначених систем такі:

- а) відслідковування рухів всього тіла по 6 ступеням вільності (3 кутові координати, 3 лінійні);
- б) візуалізація кінематики в реальному часі;
- в) видача даних про орієнтацію кожного з датчиків, що входить у систему, у вигляді кутів Ейлера чи матриці напрямних косинусів, чи кватерніона орієнтації;
- г) розрахунок суглобових кутів;
- д) запис кінематичних параметрів руху та можливість їх спеціальної

обробки після запису;

е) експорт даних до популярних форматів анімації: *.bvh; *.fbx.

є) відслідковування лінійних переміщень людини в радіусі 50/100 метрів.

Значною перевагою ІСОПРЛ є їх незалежність від приміщення, в якому відбувається дослідження. У зв'язку з цим дані системи можуть легко застосовуватися для досліджень руху людини у природних умовах при виконанні широкого переліку рухів. Умови використання ІСОПРЛ можуть значно відрізнятися від лабораторних. Використання ІСОПРЛ не в лабораторних умовах може призводити до варіації параметрів чутливих елементів від пуску до пуску. Зміна параметрів навколишнього середовища (величина вектора індукції магнітного поля Землі) безпосередньо впливає на точність оцінки орієнтації одним ІВБ. Також багатьох дослідників цікавлять рухи людини при виконанні динамічних завдань, коли сегменти тіла людини рухаються із значними кутовими швидкостями та прискореннями. Наявність прискорень об'єкта установки у вимірюваннях акселерометра призводить до виникнення динамічних похибок при оцінці орієнтації ІВБ відносно вертикалі, що безпосередньо буде впливати на оцінку кінематичних параметрів руху тіла людини в ІСОПРЛ.

Актуальність роботи полягає у розробці інерціальної системи оцінки параметрів руху людини та алгоритмів її функціонування з підвищеною завадостійкістю та точністю, розширення можливостей існуючих методів щодо врахування зміни параметрів чутливих елементів.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційну роботу виконано на кафедрі приладів і систем орієнтації та навігації Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського» в рамках ініціативної науково-дослідної роботи «Мікромеханічна система орієнтації медичного призначення» (№ДР 0114U006184), а також відповідно до держбюджетних науково-дослідних робіт: «Розробка методичного забезпечення та макетного зразку системи обробки віброакустичних сигналів для інформаційно-діагностичних комплексів роторних систем» (№ДР 0111U002186); «Розробка комплексної інтелектуальної системи

моніторингу технічного стану конструкцій в експлуатації» (№ДР 0113U000498); «Імітаційне та фізичне моделювання автоматизованої системи запобігання витокам палива на українській антарктичній станції «Академік Вернадський» (№ДР 0115U005639).

Мета і завдання дослідження.

Метою дисертаційної роботи є наукове обґрунтування та розробка алгоритмів функціонування інерціальної системи оцінки параметрів руху людини з підвищеною завадостійкістю та точністю, удосконалення та розширення можливостей існуючих методів калібрування для врахування зміни параметрів чутливих елементів.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно було вирішити такі задачі:

1. аналіз впливу похибок позиційних датчиків (магнітометрів і акселерометрів) на точність оцінки орієнтації безплатформною курсовертикаллю та обґрунтування необхідності розділення каналів корекції в алгоритмах безплатформних курсовертикалей;
2. формулювання і моделювання принципу розділення каналів корекції для безплатформних курсовертикалей;
3. розробка комплексного алгоритму роботи ІСОПРЛ, інваріантного до прискорених рухів кінцівок людини;
4. розробка законів формування корекційних сигналів, що базуються на використанні біомеханічної моделі скелета людини;
5. вибір оптимальної моделі сигналу датчиків інерціального вимірювального блоку;
6. дослідження застосування методу скалярного калібрування для датчиків, що використовуються в інерціальному вимірювальному блоці (мікромеханічні акселерометри, магнітометри);
7. розробка методу калібрування, що дозволяє враховувати стохастичний характер параметрів моделі сигналу датчиків;

8. імітаційне моделювання розробленого комплексного алгоритму роботи ІСОПРЛ для визначення його характеристик;

9. проведення натурних випробувань для підтвердження коректності, ефективності розроблених алгоритмів інерціальної системи оцінки параметрів руху людини; експериментальна оцінка підвищення точності ІСОПРЛ на стенді-імітаторі верхньої кінцівки людини;

10. Впровадження результатів досліджень

Об'єктом дослідження є інерціальна система оцінки параметрів руху людини (ІСОПРЛ) та методи отримання параметрів математичної моделі її чутливих елементів.

Предметом дослідження є алгоритми функціонування ІСОПРЛ, методи калібрування чутливих елементів для врахування зміни параметрів чутливих елементів, що дозволяє підвищити точність оцінки кінематичних параметрів руху кінцівок людини.

Методи дослідження. Вибір математичної моделі сигналів чутливих елементів виконано на основі використання методів оптимізації; для синтезу алгоритму оптимального фільтру Калмана для калібрування чутливих елементів використано стохастичні методи математичної статистики, теорії оцінювання; аналіз та розширення можливостей методу скалярного калібрування виконано на основі методів теорії лінійних систем та чисельного моделювання у матричній системі MatLab; для аналізу похибок алгоритму курсовертикалі використано методи і апарат теорії автоматичного керування; для синтезу комплексного алгоритму інерціальної системи оцінки параметрів руху людини використано методи теорії інерціальної навігації та інтегрованих систем; комп'ютерне моделювання та обробку натурних даних виконано в системі MatLab.

Наукова новизна отриманих результатів.

У роботі отримано такі нові наукові результати:

1. Вперше теоретично обґрунтовано та підтверджено моделюванням

принцип розділення каналів корекції безплатформної курсовертикалі, який полягає у використанні для корекції безплатформної курсовертикалі сигналів акселерометрів та модифікованих сигналів магнітометрів, у яких на основі даних акселерометричного каналу виконано обнулення вертикальної складової вектора індукції магнітного поля Землі без необхідності використання апріорних даних.

2. Дістав подальшого розвитку метод скалярного калібрування для мікромеханічних акселерометрів та магніторезистивних датчиків шляхом введення даних попередньої векторної калібровки та застосування ітеративної процедури калібрування.

3. Удосконалено метод векторної калібровки шляхом оцінювання коефіцієнтів математичної моделі за допомогою фільтра Калмана з введенням змінних стану, які характеризують шумові складові похибки чутливих елементів, що покращує збіжність результатів калібровки.

4. Вперше для інерціальної системи оцінки параметрів руху людини розроблено інваріантний до прискореного руху кінцівок комплексний алгоритм безплатформної інерціальної навігаційної системи, корекційні сигнали по швидкості та переміщенню якого сформовані на основі біомеханічної моделі скелету людини.

Практичне значення одержаних результатів.

Практичне значення отриманих результатів полягає в тому, що: розроблено спрощену модель похибок безплатформної курсовертикалі для аналізу впливу похибок чутливих елементів на точність оцінки орієнтації об'єкта; розроблено структурні схеми інерціальної системи оцінки параметрів руху людини з корекцією за сигналами по біомеханічній моделі скелету людини; виконано аналітичний розрахунок точності корекційних сигналів комплексного алгоритму БІНС для інерціальної системи оцінки параметрів руху людини; отримана оптимальна модель сигналу акселерометрів за критерієм регулярності за допомогою методу групового урахування аргументів; розроблено рекомендації стосовно застосування методики скалярного калібрування для датчиків низької

точності; отримано графічні залежності для оцінки точності знаходження параметрів моделі сигналу датчиків; розроблено прикладне програмне забезпечення, що реалізує алгоритм калібрування на основі фільтра Калмана; розроблено прикладне програмне забезпечення алгоритму роботи безплатформної курсовертикалі та комплексного алгоритму БІНС з корекцією за сигналами по біомеханічній моделі скелету людини; розроблено прикладне програмне забезпечення та стенд-імітатор верхньої-кінцівки людини, методика перевірки точності ІСОПРЛ.

Практична реалізація принципу розділення каналів корекції, комплексного алгоритму та особливостей методу скалярного калібрування дозволила суттєво спростити підготовку інерціальної системи оцінки параметрів руху людини до роботи, підвищила її завадостійкість до електромагнітних завад, а також зменшить похибки системи при виконанні людиною рухів із значним рівнем прискорення.

Результати дослідження мають практичне впровадження. Алгоритм безплатформної курсовертикалі та комплексний алгоритм БІНС для використання в ІСОПРЛ було впроваджено в ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» (м. Київ) при розробці інерціальної системи оцінки кінематичних (часових і просторових) характеристик опорно-рухового апарата людини BNS-01. Алгоритм безплатформної курсовертикалі з використанням принципу розділення каналів корекції та удосконалений скалярний метод калібрування використовується в ТОВ «Гіротех» (м. Київ). Розроблена спрощена модель похибок безплатформної курсовертикалі та стенд-імітатор використовуються в навчальному процесі кафедри приладів і систем орієнтації і навігації Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Результати дисертаційної роботи можуть бути використані для розробки і покращення систем оцінки параметрів руху людини при реабілітації та діагностиці у медицині, у спорті, розпізнанні рухів людини у віртуальній реальності та інших задачах.

Особистий внесок здобувача.

Основні наукові результати дисертаційної роботи, які винесені на захист, отримані автором самостійно. Автором обґрунтовано необхідність розділення акселерометричного та магнітного каналу безплатформної курсовертикалі, розроблено принцип розділення каналів корекції, виконано аналіз впливу прискорень об'єкта на роботу безплатформної курсовертикалі, розроблено алгоритм формування корекційних сигналів швидкості і переміщення на основі біомеханічної моделі скелету; досліджено запропонований комплексний алгоритм роботи інерціального вимірювального блоку для використання в системі оцінки параметрів руху людини; досліджено і проаналізовано можливість застосування методу скалярної калібровки для датчиків низької точності; розроблено алгоритмічне і програмне забезпечення для калібровки датчиків інерціального вимірювального блоку; удосконалено метод векторної калібровки шляхом оцінювання коефіцієнтів математичної моделі за допомогою фільтра Калмана з введенням змінних стану, що характеризують шумові складові похибки чутливих елементів; розроблено прикладне програмне забезпечення та стенд-імітатор верхньої-кінцівки людини; методика перевірки точності ІСОПРЛ на стенді - імітаторі.

У роботах, виконаних у співавторстві, особисто автором виконано: [99, 102] - розроблено розширену математичну модель процесу калібрування для алгоритму Калманівської фільтрації; розроблено прикладне програмне забезпечення для виконання ітеративного калібрування на основі алгоритму фільтра Калмана; [67] - проаналізовано вплив похибок позиційних датчиків (акселерометрів та магнітометрів) на оцінку орієнтації для систем типу безплатформних курсовертикалей; обґрунтовано необхідність розділення магнітометричного та акселерометричного каналу корекції; [70, 111] - синтезовано фільтр Калмана алгоритму безплатформної курсовертикалі з розділенням каналів корекції для матриці напрямних косинусів; описано принцип розділення каналів корекції для безплатформних курсовертикалей; [101, 104] -

отримано повні аналітичні вирази, що описують параметри математичної моделі, яка оцінюється за допомогою методу скалярного калібрування; виконано чисельне дослідження та аналіз впливу похибок моделі сигналу на точність скалярного калібрування; [71, 76, 110] - описано біомеханічну модель скелету людини, розроблено корекцію комплексного алгоритму з використанням інформації про біомеханічну модель скелету людини; виконано чисельне моделювання комплексного алгоритму інерціальної системи оцінки параметрів руху людини; [72, 77] - отримано експериментальні дані щодо вимірювання кінематичних параметрів верхньої кінцівки; [106, 103] - розроблено потоковий алгоритм для обчислення варіацій Алана, побудовано графіки варіацій Алана, з яких отримано шумові характеристики датчиків інерціального вимірювального блока; [64] - описано і обґрунтовано вибір орієнтації двохкомпонентних датчиків у надлишковому блоці; [63] - проаналізовано і знайдено формули розрахунку оптимальної орієнтації двохкомпонентних датчиків у надлишковому блоці; [73, 75] - описано стадії розробки інерціальної системи оцінки параметрів руху людини, проведено експериментальні дослідження точності роботи розробленого алгоритму безплатформної курсовертикалі, описано та охарактеризовано необхідні для роботи інерціальної системи оцінки параметрів руху людини стадії калібрування; [77] - розроблено алгоритм та прикладне програмне забезпечення, що дозволило оцінити об'єм рухів людини по суглобових кутах в автоматичному режимі, формування результатів оцінки кінематичних параметрів у вибраних користувачем точках дослідження; [107] - розроблена модель похибок калібрування акселерометрів методом тестових поворотів, виконано чисельне дослідження впливу похибок обладнання на точність отриманих коефіцієнтів математичної моделі сигналу акселерометрів; [108] - виконано первісне калібрування акселерометра; розроблено математичне забезпечення для розрахунку кутів орієнтації макета; [109] - виконано моделювання калібрування інерціальної системи з використанням інформації про нульовий вектор швидкості об'єкта; [105] - реалізовано метод групового урахування аргументів для ідентифікації структури моделі сигналу датчиків.

Апробація результатів дисертації.

Основні положення та результати роботи доповідались та обговорювались на таких конференціях, конгресах, з'їздах, семінарах, нарадах:

- XI, XIII-XIV міжнародних науково-технічних конференціях «Приладобудування. Стан і перспективи», м. Київ, 2012 р., 2014-2015 рр.;
- XIV та XVIII міжнародних молодіжних науково-практичних конференціях «Людина і космос», м. Дніпропетровськ, 2012 р. та 2016 р.;
- I міжнародній науковій конференції пам'яті професора Володимира Поджаренка «Вимірювання, Контроль Та Діагностика В Технічних Системах (ВКДТС-2011)», м. Вінниця, 2011 р.;
- міжнародній науковій конференції «TCSET'2012. Modern Problems Of Radio Engineering, Telecommunications And Computer Science», м. Славське, 2012 р.;
- III міжнародному конгресі «Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации при повреждениях и заболеваниях верхней конечности», м. Москва, 2013 р.;
- 7 міжнародній конференції студентів та аспірантів «Новые направления развития приборостроения», м. Мінськ, 2014р.;
- міжнародній науково-практичній конференції «Проблеми енергоефективності та автоматизації в промисловості та сільському господарстві», м. Кіровоград, 2015 р.;

Результати досліджень доповідались та обговорювались на наукових семінарах кафедри приладів і систем орієнтації та навігації Національного технічного університету України «КПІ».

Структура та обсяг дисертації

Дисертація містить вступ, огляд стану проблеми і постановку задачі досліджень, 4 розділи, загальні висновки по роботі, список використаних джерел із 111 найменувань та 8 Додатків. Дисертаційна робота викладена на 234 сторін-

ках, основний зміст роботи становить 202 сторінки друкованого тексту, в тому числі 78 рисунків і 19 таблиць.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД СТАНУ ПРОБЛЕМИ ТА ВИБІР НАПРЯМКУ ДОСЛІДЖЕНЬ

1.1. Системи оцінки параметрів руху людини. Класифікація, коротка характеристика, фізичні принципи роботи

Системи оцінки параметрів руху можуть відстежувати будь-який рухомий об'єкт, хоч якесь просте тверде тіло, хоч складний біологічний об'єкт. Досконала система оцінки параметрів руху описується як крихітна, автономна, повна, точна, швидка, нечутлива до похибок від перекриття маркерів, надійна, бездротова і дешева. Але насправді, таких систем на даний час не існує.

Системи оцінки параметрів руху є актуальними засобами, що динамічно розвиваються та дозволяють з досить низькими затратами вирішувати задачі реєстрації та візуалізації параметрів руху людини. При цьому зберігається його природність і реалістичність.

Системи оцінки параметрів руху людини (СОПРЛ) широко застосовуються для анімації та в спорті. В останній час ці системи набувають все більшого застосування (особливо ІСОПРЛ) в медичних задачах [1]:

- діагностика неврологічних захворювань рухів;
- оцінка якості лікування;
- реабілітація після травми при порушенні рухових функцій людини.
- реєстрація руху реальної людини.

Зазвичай, такі системи призначені для оцінки кінематичних параметрів обмеженої кількості сегментів тіла людини, як то опис руху нижньої чи верхньої кінцівки, і потребують не великого набору маркерів. Маркером називають спеціальний пристрій, котрий кріплять на тілі людини, і що допомагає відслідковувати лінійне чи кутове переміщення точок чи сегментів тіла.

Для оцінки ступеня порушення рухової активності використовуються різноманітні клінічні оціночні методи [2]. Проте ці методи є суб'єктивними і грубими, бо засновані на оцінках лікаря при використанні органів відчуття.

Клінічні методи не можуть зареєструвати незначні зміни рухової активності хворих, що може значно варіюватися протягом дня [3, 4]. З іншого боку, використання спеціальних систем, що дозволяють неперервно і об'єктивно вимірювати щоденну фізичну активність людини, дозволяє вивчати ступінь та зміну рухової активності протягом дня. Такі системи дозволяють виконати кількісну оцінку впливу різних методів лікування і терапії на хід відновлення рухової активності хворого. Також відстеження руху людини стає важливим і необхідним при використанні в реабілітації. Це можливо здійснити тільки за допомогою мобільних систем датчиків, наприклад, інерціальних, що не прив'язані до конкретного приміщення [5]. Накопичений досвід використання ІСОПРЛ в реабілітації показав, що такі слідкуючі системи допомагають прискорити відновлення нормального руху.

Серед інших областей застосувань ІСОПРЛ – це використання в професійному спорті для моніторингу, аналізу та покращення спортивних результатів. Це досягається шляхом оцінки кінематичних параметрів руху спортсмена з подальшим корегуванням правильності виконання поставленої задачі. Більшість рухів під час тренувань стосуються роботи ніг, стрибків або кидково-обертальних рухів. Для багатьох видів спорту важливим є рух верхніх кінцівок, особливо у ліктьовому суглобі. Часто для вимірювання об'єму рухів (згинання, розгинання, супінація і пронація) суглобів, наприклад ліктьового, дослідники застосовують гоніометричні системи. Проте такі системи обмежують рухову активність людини під час виконання типових завдань у їх повсякденному використанні. Системи на базі інерціальних датчиків мінімально впливають на рухову активність спортсменів, як наприклад, у роботі [6] автор використовує натільні системи датчиків, щоб фіксувати результати фізичного навантаження під час спортивних змагань.

Глибокий аналіз зміни кінематики руху спортсменів (суглобових кутів) в зв'язку із зміною постави може бути корисним для відпрацювання методів підготовки спортсмена, для підвищення продуктивності тренувань [7] та зменшення травмонебезпечності [8]. У роботах по вивченню причин травм

бейсболістів проводилася оцінка взаємозв'язку між травмами ліктьового суглобу у професійних бейсболістів та кінематичними параметрами руху, яка показала, що 97% травм пов'язані з факторами, що залежать від кута відведення і кутової швидкості плеча, крутного моменту плеча та кута згинання в ліктьовому суглобі. Завдяки дослідженню та оптимізації вказаних параметрів, можна зменшити навантаження на ліктьовий суглоб, а також запобігти травмам ліктя і плеча.

Окрім сказаного, ІСОПРЛ широко застосовуються у задачах віртуальної реальності, наприклад, для забезпечення позиціонування і управління орієнтацією в шоломі віртуальної реальності комп'ютерних графічних систем, для розпізнавання жестів в режимі реального часу в ігрових додатках [9].

У загальному випадку, СОПРЛ можна розділити на дві великі категорії: на маркерні та безмаркерні [4, 8]. Маркерами можуть бути як спеціальні світло відбивні кульки, радіомаяки, так і цілі вимірювальні модулі (як це робиться в інерціальних системах).

Рух людини може бути виміряним за допомогою різноманітних фізичних принципів і маркерних систем датчиків: оптичних, механічних, магнітних, акустичних або носимих інерціальних систем. На рис. 1.1 приведено класифікацію наявних методів на основі різної фізичної природи датчиків, що використовуються.

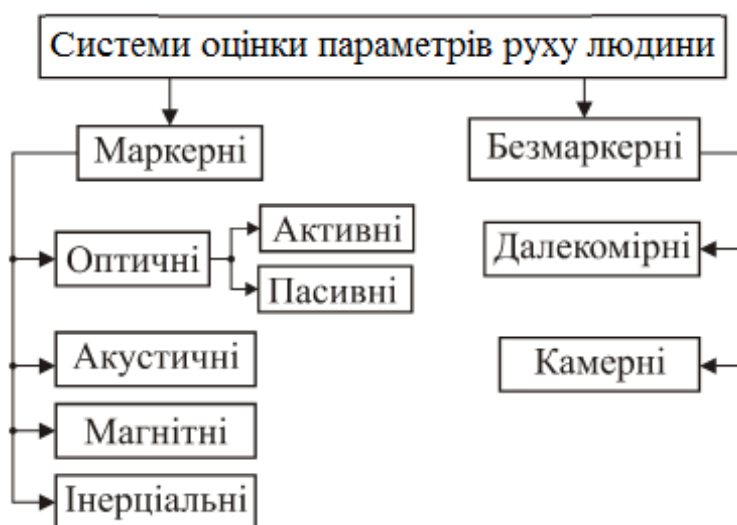


Рис. 1.1. Типи систем оцінки параметрів руху людини

1.1.1. Безмаркерні системи оцінки параметрів руху

Технології безмаркерних СОПРЛ не вимагають спеціальних датчиків або спеціального костюма, на якому розміщують маркери. Вони базуються на технологіях комп'ютерного зору й розпізнавання образів. Це дає змогу розпізнавати й відстежувати рух людей у звичайному, не пристосованому спеціальним чином одязі, що розширює діапазон застосування подібних систем. На сьогоднішній день є обмежене число безмаркерних систем, придатних для практичного використання, хоча інтенсивні дослідження в цій області проводяться із середини 90-х років [10].

Дослідники виділяють два типи безмаркерних систем по типу використовуваного чутливого елемента: системи, що використовують кольорову камеру та системи, що використовують сенсор-далекомір. У безмаркерних системах на основі кольорової камери оцінка параметрів руху відбувається за допомогою звичайної оптичної камери й персонального комп'ютера. Даний тип систем призначений для створення бази для 3D анімації (наприклад, рішення від компанії Ipi Soft [1]). Другий тип безмаркерних систем оцінки параметрів руху використовується для розпізнавання команд; ці системи будуються на аналізі даних із сенсора-дальноміра (одного або декількох). Подібний розв'язок реалізований у програмних продуктах: OpenNI; Kinect SDK; Ipi Soft.

Основою безмаркерних систем є аналіз зображень, у тому числі для розпізнавання й відстеження окремих об'єктів отриманого зображення людини (голова, плечі, лікті, кисті, коліна, ступні). Аналіз продуктивності відповідних алгоритмів [10] не дозволяє використовувати їх для ефективного розв'язку завдань оцінки параметрів руху людини в режимі реального часу.

1.1.2. Маркерні системи оцінки параметрів руху

Типова маркерна СОПРЛ являє собою набір датчиків, розміщених на людському тілі. У маркерних СОПРЛ (рис.1.2-рис.1.5) людині необхідно надягати костюм (або його аналог) з датчиками, виконувати певні рухи, ставати у визначені

позу у певному порядку. Блок збору даних фіксує дані з датчиків, після чого дані надходять у комп'ютер, де з них формується єдина тривимірна модель, що відтворює рухи людини. На основі вимірювань та цієї моделі в режимі реального часу (або в офф-лайн) створюється анімація віртуального персонажа [11] або оцінюється кінематика тіла за допомогою алгоритмів відстеження.

На теперішній час розроблена велика кількість маркерних систем захоплення руху. СОПРЛ розділяють на декілька типів в залежності від використовуваних маркерів-датчиків і принципів їх роботи [1]. Виділяють оптичні, магнітні, акустичні, механічні та інерціальні системи.

Оптичні системи працюють на вимірюванні відбитого або випроміненого світла (Vicon (vicon.com), Codamotion (codamotion.com)). Параметри руху оцінюються за допомогою активних або пасивних (такі, що відбивають світло) маркерів, що розміщуються на тілі. Для запису позиції маркерів використовуються камери, а для оцінки положення і орієнтації тіла використовуються різноманітні алгоритми [12]. Точні просторові положення маркерів обчислюються із зображень, записаних на оточуючі камери, що використовують методи тріангуляції. Оптичні системи є найбільш поширеними і точними для оцінки параметрів рухів. Тим не менш, всі оптичні системи мають великий недолік: джерело випромінювання і датчики мають бути в зоні прямої видимості. Основними недоліками цього підходу є дороговизна і відсутність мобільності (можуть бути використані тільки в лабораторних умовах). Також є обмеження при використанні цих систем, пов'язані з впливом похибок, викликаних так званими шкірними артефактами (похибок, викликаних рухомістю шкірного покриву та наявності жирово-клітинного прошарку) [1, 4].



Рис 1.2. Калібровка людини в оптичній маркерній системі захоплення руху

У комплект **пасивних оптичних систем** входить костюм, на який прикріплені маркери-давачі (рис.1.2). Самі датчики не світяться, а тільки відбивають світло [13]. До недоліків пасивних систем відносяться такі: розміщення маркерів забирає тривалий час; система може плутати маркери при швидкому русі або їх близькому розташуванні один до одного.

В **активних оптичних системах** використовуються світлодіоди з радіо-синхронізацією й інтегрованими процесорами замість світловідбивних маркерів, що кріпляться до костюма актора [14]. Для безпомилкового визначення маркерів кожному світлодіоду призначається свій ідентифікатор. Це також необхідно для розпізнання їх після перекриття й появи в полі зору камер. До недоліків активних систем відносяться такі: неможливо виконати захват мімічних рухів особи; до актора кріпиться додатковий контролер, що сковує його рухи; висока вартість апаратних компонентів і їх низька надійність.

Також, недоліком оптичних систем є те, що актор повинен перебувати в зоні дії камер - тобто на досить невеликому замкненому просторі, розміри якого не перевищують 10 м². Оптичні системи вимагають після отримання графічних зображень великої та алгоритмічно складної обробки для визначення кутів орієнтації сегментів тіла людини.

При використанні **магнітних систем** (таких як MotionStarR) для захоплення руху використовуються маркери-магніти (рис.1.3) [15], а в якості камер використовуються ресивери [14]. Такі системи можуть складатися з комплексу датчиків, що закріплюються на тілі людини, та генератора магнітного поля, встановленого зовні. Датчики реєструють напруженість магнітного поля, і за його параметрами визначається положення й орієнтація датчика в просторі. Три ортогонально розміщені в одному модулі магнітні датчики можуть забезпечити оцінку трьохвимірного вектора, який описуватиме розташування блоків по відношенню до джерела сигналу. Звідси випливає обмеження - актор повинен перебувати в зоні дії генератора імпульсу, зазвичай це невеликий замкнений простір площею 3x3 або 5x3 м.

До недоліків магнітних систем відносяться такі: чутливість системи до електромагнітних перешкод від металевих предметів і оточення; залежність чутливості сенсорів від їхнього відносного розташування; вартість маркерів.



Рис 1.3. Магнітна система захоплення руху

Крім того, магнітні системи дають не такі якісні результати, як оптичні системи, а тому вимагають використання спеціальних фільтрів і ручного доведення.

Акустичні системи оцінки параметрів руху людини часто використовуються в роботах для навігації і обходу перешкод [16]. Ці системи використовують випромінювачі і приймачі звукових хвиль [17]. Для розрахунку місцезнаходження маркеру використовується час проходження звукового сигналу від випромінювача до приймачів. Для нормальної роботи ці системи вимагають прямої видимості між випромінювачами і приймачами, і вони чутливі до збурень, викликаних зміною вологості, температури та вітру.

Механічні системи оцінки параметрів руху (такі як GypsyTM від MetaMotion, ShapeWrapTM, екзоскелетом Uni Exo 2 Антона Головаченка [18] , як показано на рис.1.4), як правило, представляють собою конструкцію з серії металевих або пластмасових деталей, з'єднаних разом з електромеханічними перетворювачами, такими як потенціометри. Така система датчиків безпосередньо вимірює кути між жорстко закріпленими на суглобах людини стрижнями, що повторюють їх рух. При використанні цих систем для захоплення руху на людину

одягається вищеописаний спеціальний пристрій – механічний екзоскелет. Іноді такі системи називають екзоскелетними системами.



Рис. 1.4. Механічна система захоплення руху Gypsy, що складається з 37 потенціометрів та 2 гіроскопів

До недоліків механічних систем відносяться: висока ймовірність виходу з ладу механічних частин зовнішнього екзоскелету при інтенсивному використанні; неможливість використання системи для захоплення рухів на підлозі, рухів при тісній взаємодії декількох людей одночасно; відсутність можливості захоплення міміки; механічний скелет, що сковує рухи актора, може вимірювати рух в обмеженому діапазоні; важко використовувати для моніторингу рухової активності у повсякденній діяльності.

Для оцінки параметрів руху в **інерціальних системах** [3-5] (наприклад, Xsens Awinda) використовуються мініатюрні інерціальні датчики (гіроскопи та акселерометри), що входять до інерціального вимірювального блока (ІВБ). ІВБ розміщують на тілі людини так само, як маркери або магніти в інших СОПРЛ. Акселерометри вимірюють різницю абсолютного лінійного і гравітаційного прискорення, а гіроскопи використовуються для вимірювання кутових швидкостей. Комп'ютер знімає, обробляє й зберігає інформацію з інерціальних датчиків, за допомогою якої можна розрахувати положення ІВБ в просторі і їх відносну орієнтацію.

Інерціальні датчики широко використовуються для подолання обмежень інших СОПРЛ, описаних вище. ІВБ можуть бути прикріплені до різних сегментів

тіла, і можуть бути використані як в лабораторії, так і поза нею. Сигнали з ІВБ для захоплення і виявлення руху можна безперервно записувати під час виконання людиною повсякденної діяльності або в лікарні, або в домашніх умовах протягом тривалого періоду часу. Системи збору даних на основі ІВБ є практичними і досить низько вартісними. Зібрані дані можуть бути оброблені в автономному режимі або під час руху в режимі реального часу. Ці системи використовують ефективні та швидкі алгоритми обробки даних, що дає змогу людині самостійно кількісно оцінити власний рух. При виконанні вправ та лікуванні це дає зворотній зв'язок для оцінки стану під час реабілітації.

До недоліків інерціальних систем відносяться такі: неможливість використання системи для захоплення міміки; неможливість довгий час точно відслідковувати лінійні переміщення тіла людини в лабораторії. Проте остання проблема може бути вирішена шляхом відстеження положення ніг.

До переваг інерціальних систем відносять: відсутність зовнішніх джерел інформації; портативність системи; свобода пересування пацієнта (актора); велика площа знімального майданчика; робота в режимі реального часу; відносно невисока вартість.

Вищеописані особливості ІСОПРЛ роблять їх привабливим вибором для розв'язку багатьох задач в медицині, спорті, віртуальній реальності, для анімації персонажів. При цьому потрібно сказати, що характеристики точності таких систем можна підвищити декількома шляхами, котрі включають як алгоритмічні аспекти, так і застосування спеціальних рішень щодо чутливих елементів. Рівень і швидкість розвитку мікромеханічних датчиків дає змогу стверджувати, що в недалекому майбутньому будуть доступні недорогі мікромеханічні датчики з характеристиками для вирішення задач тактичного класу. На даний час вже доступні мікромеханічні гіроскопи з нестабільністю нульового сигналу порядку $1^\circ/\text{год}$ [19], проте їх ціна занадто висока (~600\$) щоб використовувати в ІСОПРЛ. Окрім технологічного підвищення характеристик чутливих елементів, у роботах пов'язаних з інерціальними системами, досить давно ведуться дослідження щодо використання надлишкових блоків чутливих елементів для

покращення характеристик точності. Сучасний рівень розвитку технологій мікромеханічних чутливих елементів (які розміщуються в одному чіпі з електронікою, що обробляє первинні сигнали), алгоритмічного забезпечення комплексування датчиків різної фізичної природи, обчислювальних потужностей дають можливості щодо вдосконалення вже розроблених алгоритмів, які використовуються в ІСОПРЛ.

1.2. Основні особливості роботи інерціальних систем оцінки параметрів руху людини

На даний час розроблено декілька комерційних та дослідницьких інерціальних і комплексних СОПРЛ. Розглянемо основні підходи, що використовуються в інерціальних системах, їх можливості та обмеження. В загальному випадку, представлені системи поділяються на декілька типів в залежності від того, яку складну анімацію вони можуть відтворювати. Ці системи можуть бути призначені для оцінки параметрів руху сегментів всього тіла, нижніх кінцівок або верхніх кінцівок. Загальний алгоритм роботи залишається схожим, але при цьому система відрізняється кількістю ІВБ. Кількість ІВБ залежить від складності застосовуваної біомеханічної моделі скелета людини для оцінки кінематичних параметрів руху.

Кількість ІВБ системи для оцінки параметрів руху основних сегментів людського тіла становить 17. Системи, що записують рух верхніх та нижніх кінцівок містять від двох до 10 ІВБ. Мінімальна за об'ємом система, що складається з двох модулів, може бути використана для оцінки параметрів руху руки без кисті або руху ноги без стопи. Наприклад, для оцінки параметрів руху тулубу з головою використовують 10 ІВБ (по 3 модулі на кожну верхню кінцівку, 3 на тулубі, один на голові). Так як біомеханічна модель скелета має осьову симетрію, то, зазвичай, розглядають рух однієї з верхніх та нижніх кінцівок відносно тулуба і грудної клітки. Це дозволяє відобразити основні особливості роботи таких СОПРЛ без дублювання інформації. Системи, що містять від 2 до 10

ІББ набули найбільшого використання в медичних застосуваннях, при реабілітації та в спортивних тренуваннях [2, 6, 14].

Системи захоплення, базою яких є інерціальні модулі, пропонують досить багато комерційних організацій: MVN Awinda та MVN Link від XSSENS; системи IGS від SYNERTIAL ANIMAZOO; 3DSuit Motion Capture від Inertial Labs; система Shadow від Motion Workshop; Perception Neuron від Noitom [20]; iSen від STT; IGS-190 від MetaMotio; MotionVizard (працює на показах ІББ Trivisio Wireless Colibri) від TriVisio; Tech MCS від Technaid; «Беспроводная система захвата движения» від компанії BEK-21.

Інерціальна СОПРЛ складається з декількох інерціальних вимірювальних блоків (ІББ), кожен з яких містить трьохвісний датчик кутових швидкостей, трьохвісний акселерометр та трьохвісний магнітометр. Така система, зазвичай, оснащується ще позиційною системою (на основі магнітних чи акустичних джерел сигналу та приймачів), що відповідає за відстеження так званого кореневого модуля (тобто модуля, що поміщається на місце в біомеханічній моделі, яке вважається за точку відліку при побудові геометричного зображення моделі скелету). Всі вибірки даних, що знімаються з датчиків системи оцінки параметрів руху, мають бути чітко синхронізовані. Це дає можливість проводити корекцію системи та забезпечує неперервність відслідковування руху об'єкта дослідження.

ІББ та датчики позиційної підсистеми мають бути установлені на чітко визначені місця на тілі. При установці датчиків на визначені місця на тілі, початкова орієнтація між датчиками і сегментами тіла точно невідома. Для відслідковування лінійних переміщень тіла в просторі (шляхом інтегрування даних акселерометрів) необхідно також знати вихідне положення тіла. Тобто перед початком роботи основного алгоритму необхідно виконати процедуру калібрування та початкової виставки. Під час калібрування визначається орієнтація і положення ІББ та позиційних датчиків відносно частин тіла, а також визначаються необхідні параметри біомеханічної моделі скелета людини.

Частина з цих систем є виключно інерціальними (IGS, Shadow, Perception

Neuron, Texh MCS, «Беспроводная система захвата движения»), інші є комплексно інтегрованими системами.

Для визначення переміщення в обраному типі систем використовуються інерціальні датчики, робота яких не залежать від зовнішніх факторів, таких як освітленість, рівень електромагнітних перешкод. Це дозволяє набагато розширити простір, по якому може переміщатися людина. Проте самі по собі дешеві мікромеханічні інерціальні датчики не забезпечують точного визначення координат, хоч дають змогу досить точно визначити параметри кутових рухів. Тому для відстеження абсолютного переміщення самі по собі вони не використовуються, а застосовуються в комплексі з допоміжними пристроями, які забезпечують періодичне уточнення координат. У якості таких систем можуть використовуватися як магнітні, оптичні, імпульсні датчики систем позиціонування.

Частина ІСОПРЛ доповнюється зовнішньою системою неінерціальної природи, що дозволяє виконувати точне позиціонування руху тіла в глобальній системі координат. Так, наприклад, система 3DSuit Motion Capture використовує одну додаткову камеру і декілька маркерів на поясі костюма, що дозволяє відслідковувати переміщення з точністю 1%. А в системі XSSENS MVN використовується магнітна система як для абсолютного позиціонування людини в глобальній системі координат, так і для визначення позицій модулів відносно тулуба [21, 22].

Інші СОПРЛ, що не містять додаткових позиційних систем, використовують додаткові специфічні методи, що дозволяють розрахувати лінійне переміщення об'єкта. Для початкового розрахунку переміщення об'єкта використовуються дані з акселерометрів ІВБ, що відповідає за переміщення тулуба. Дані з акселерометрів цього блоку перепроєктують в глобальну систему координат, використовуючи інформацію про орієнтацію вищевказаного модуля. Далі ці дані, згідно методу зчислення шляху, двічі інтегрують. Проте із-за невисокої точності мікромеханічних акселерометрів, вихідні дані з них містять похибки такого рівня, що процес подвійного інтегрування вже за декілька секунд

дає дуже великі похибки розрахунку лінійних переміщень. Для зменшення цього дрейфу деякі дослідники у своїх інерціальних системах захоплення руху використовують той факт, що при переміщеннях людина завжди торкається опори (так звана умова контакту з оточуючим середовищем). Цей факт можна зареєструвати за допомогою акселерометрів або додаткових датчиків сили, що розміщені на стопах. Реєстрації такої події, означає, що локальна швидкість стоп дорівнює 0. Це використовується для виконання корекції лінійних переміщень на основі скелетної моделі [23].

Інформація з основними характеристиками трьох найбільш широковживаних комерційних ІСОПРЛ приведена в таблиці 1.1.

Отже, розробка ІСОПРЛ включає опрацювання наступного ряду задач:

1) опис та визначення математичної біомеханічної моделі скелета людини, оцінка суглобових кутів з використанням біомеханічної моделі;

2) розробка процедур калібровки чутливих елементів ІВБ;

3) розробка процедур калібровки інерціальної системи оцінки параметрів руху людини. При цьому для біомеханічної моделі скелета визначають довжини сегментів, орієнтацію СК ІВБ відносно СК, зв'язаної з сегментом біомеханічної моделі, визначають напрямки функціональних вісей відповідних ланок;

4) розробка алгоритму початкової виставки окремого ІВБ та системи захоплення руху в цілому;

5) розробка алгоритму роботи одного ІВБ, з яких складається ІСОПРЛ, що має враховувати спільну обробку даних з декількох датчиків різної фізичної природи. Необхідно врахувати умови для зменшення впливу магнітних збурень на оцінку орієнтації об'єктів установки ІВБ системи;

6) розробка моделі похибок алгоритму визначення орієнтації одного ІВБ ІСОПРЛ. Така модель може бути використана для оцінки необхідної точності визначення кінематичних параметрів, виходячи з відомостей про точність визначення орієнтації окремим ІВБ та про точність калібровки біомеханічної моделі скелету;

7) розробка питань підвищення точності визначення орієнтації окремим ІВБ.

Таблиця 1.1. Характеристики комерційних ІСОПРЛ

	XSENS AWINDA/BioMech	Synertial (Animazoo) IGS Cobra Suit/ IGS-190M	InnertialLabs 3D Suit Motion Capture
Типи використ. датчиків	ІВБ, датчики тиску ступні, модулі електромагнітного випромінювання (магн. котушки)	ІВБ + 7...16 рукавичок з датчиками згину Всього від 22 до 54 датчиків	ІВБ, опт. маркер
Кількість ІВБ (характеристики)	17 (7/11) (2000 градус/с; 16g; 1.9 Гц)	18/19 (2 000 градус/с ; 2/4/8/16 g)	4-17 (1200 або 2000 градус/с; 2g/16g)
<u>Точність одного ІВБ</u>			
Статика: -крен, тангаж -курс	0,2° 0,5°	На сайті не вказано (<1.5°) (<2°)	1° (СКВ)
Динаміка: -крен, тангаж, курс	1° (СКВ)		
Наявність безпроводної модифікації	так	так (Wi-Fi)	так
Радіус переміщення всередині/зовні приміщення, м	20/50 (50/150)	20 (200)	20 (похибка визначення переміщення 1%)
Внутр. частота роботи алгоритму, Гц	1000	500	1000
Частота видачі інформації, Гц	60/240		60

Затримка, мс	30/20		20
Додаткові опції		Автокалібровка датчиків, висока стійкість до магнітних завад, синхронізація з опт. системами	Плагіни для Motion Builder, Unity Керівництво користувача в MATLAB.
Вихідні дані	<ul style="list-style-type: none"> • Суглобові кути • кінематика суглобів • глобальна позиція сегмента • центр мас тіла • дані з датчиків 	<ul style="list-style-type: none"> • Суглобові кути • кінематика суглобів • глобальна позиція сегмента 	<ul style="list-style-type: none"> • Суглобові кути • кінематика суглобів • глобальна позиція сегмента
Формат вихідних даних	<ul style="list-style-type: none"> • ASCII (XML) • C3D • BVH, FBX • Movie (AVI, M4V) 	Unity, MotionBuilder, Unreal, Siemens Jack system.	BVH files
Ціна	Awinda – від \$12,000 BioMech - від €20 000 MTi-30-AHRS-2A5G4-DK - € 1300 (5g; 450 deg/s; Rs-232; development Kit) https://shop.xsens.com/	\$42,000 http://metamotion.com/gypsy/IGS-190-mobile-motion-capture-system.html \$26,000 (Animazoo IGS-150) http://en.souvr.com/product/201105/8004.html	інформація відсутня

1.3. Огляд і аналіз сучасного стану методичного і алгоритмічного забезпечення роботи інерціальних систем оцінки параметрів руху людини

1.3.1. Біомеханічна модель скелету людини. Методи оцінки переміщення людини у відкритому просторі

Тіло (скелет) людини може бути представлений у вигляді системи жорстких сегментів, що з'єднані в ланцюги суглобами, що називається біомеханічною моделлю скелета. Жорсткі сегменти називаються ланками ланцюга, кожна дві сусідні ланки з'єднані суглобами. Серія жорстких ланок називається кінематичним ланцюгом. Приклад простого кінематичного ланцюга є людська рука. Плечовий, ліктьовий і променезап'ястковий суглоби з'єднуються двома ланками: плечем і передпліччям.

Для того, щоб перетворити кінематичні параметри, які визначає кожен з окремих ІВБ СОПРЛ, в оцінки кінематики сегментів тіла, використовується біомеханічна модель. У СОПРЛ така модель називається скелетон. Дана модель припускає, що тіло включає в себе сегменти, поєднані суглобами, і що ІВБ кріпляться до сегментів тіла. Початки СК суглобів визначаються анатомічними СК і призначаються в центрі функціональних вісей, а напрямки X , Y та Z пов'язані з функціональними рухами (наприклад, див. кінематику колінного суглобу на рис 1.5). Наприклад, згинання/розгинання колінного суглоба (рис. 1.5) описується поворотом навколо вісі ${}^B Y$ нижньої частини ноги відносно верхньої; відведення/приведення є обертанням навколо вісі ${}^B X$; а внутрішня/зовнішня ротація здійснюється навколо вісі ${}^B Z$ [21].

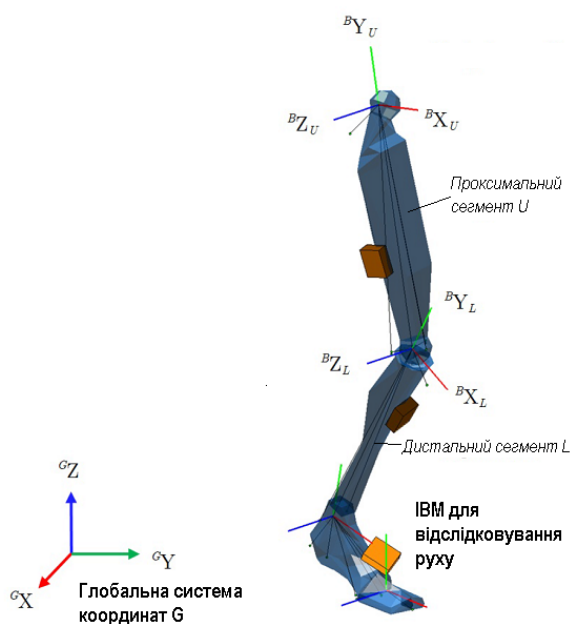


Рис. 1.5. Системи координат для визначення кінематики колінного суглобу

Біомеханічна модель складається, в основному, з 23 сегментів [24, 25]: таз, поперековий відділ хребта ($L5$, $L3$), грудний відділ хребта ($T12$, $T8$), шия, голова, праве і ліве плече (суглобові комплекси), плечі (кістки), передпліччя, кисті рук, ноги, стегна, нижня частина ніг, стопи та пальці. Кінематика сегментів, на яких ІВБ не розміщені, розраховується на основі біомеханічної моделі, що включає параметри жорсткості між з'єднаними сегментами.

Одним з найскладніших джерел похибок є так звані шкірно-м'язеві артефакти [2, 26]. Це викликано тим, що дії м'язів (активний вплив), шкіри і жиру (пасивний вплив) призводять до невеликих рухів ІВБ відносно їх місця закріплення на досліджуваному сегменті. Це призводить до того, що рух може бути оцінений рух на основі орієнтації сегментів, проте його вигляд може не відповідати дозволеному в біомеханічній моделі. Для зменшення такого роду похибок використовують дані про ймовірнісні характеристики невизначеності з'єднання двох сусідніх сегментів та їх обертового руху. Наприклад, коліно моделюється як м'який шарнір: головна вісь обертання – це вісь згинання/розгинання, в той час як внутрішнє обертання і відведення обмежені декількома градусами і, таким чином, статистично більше малоймовірні.

У роботі [5] вказується про можливість використання даних біомеханічної

моделі для усунення дрейфу сегментів один відносно одного. Проте авторами не розроблено такого алгоритму, а виконано лише опис загальними словами з посиланням на літературу, котра не відноситься до розробки ІСОПРЛ. Для обмеження наростання похибки інтегрування глобальної позиції біомеханічної моделі скелету відносно глобальної СК використовують методи виявлення зовнішніх точок контакту кореневих сегментів з зовнішнім світом.

Імовірність зовнішніх контактів обчислюється на основі кінематичних даних, таких як переміщення, швидкість і прискорення відповідних біомеханічних орієнтирів (точок) тіла. Зовнішні контакти з фізичним світом не обмежуються торканням ступнями землі. Це можна застосувати й до інших частин людського тіла, таких як руки, коліна, і т.д. За замовчуванням, передбачається, що підлога є плоскою поверхнею. Це означає, що при застосуванні обмеження контакту, вертикальне переміщення оновлюється, дорівнюючи нулю. При виявленні зовнішнього контакту, оцінка переміщення і швидкості цієї точки оновлюються за допомогою спеціальних алгоритмів обробки даних з датчиків [23, 27, 28]. Так як всі сегменти є статистично пов'язаними у біомеханічній моделі, обмеження контакту неявно дає змогу оновити кінематику всіх сегментів і, таким чином, зменшити невизначеність глобального переміщення кореневого сегменту біомеханічної моделі скелету. Для деяких практичних застосувань використовують й інші сценарії, один з яких – це «зафіксований таз». Його корисно застосовувати, коли людина сидить і рухаються по колу (наприклад, на коні або на велосипеді). Крім того, як умову контакту із навколишнім середовищем можна використовувати визначення заданої висоти, на якій перебуває людина. Такі доповнення дозволяють виконувати відстеження руху біомеханічної моделі скелету як на пересічній місцевості, так і для стрибків з столу або розгойдування на високій планці.

Суглобові кути. Як правило, суглобовий поворот визначається як орієнтація дистального сегмента (${}^Bq_{U_L}$) відносно проксимального сегмента [5, 26, 29]

$${}^B q_{U_L} = {}^{GB} q_U^* \otimes {}^{GB} q_L. \quad (1.1)$$

Існує декілька способів параметризації суглобових поворотів ${}^B q_{U_L}$, які описуються суглобові кути: запис через кути Ейлера-Крилова [30, 31]; суглобові СК [32]; гвинтовий кут [33].

Всі наведені представлення суглобових кутів використовують кватерніони [34, 35] чи матриці повороту; основна відмінність полягає в тому, як описані кути отримуються зі знайденого суглобового повороту. Міжнародне товариство біомеханіки пропонує використовувати для опису кінематики суглобів послідовності поворотів, що максимально наближенні до природного руху нижньої [24] і верхньої частини тіла [25] (розрахунок кутів Ейлера для згинання/розгинання, відведення/приведення, внутрішньої/зовнішньої ротації). Потрібно відмітити, що позиції анатомічних міток вимірюються не безпосередньо, як в оптичних СОПРЛ, а обчислюються з використанням вимірної кінематики сегментів, враховуючи параметри біомеханічного скелета. Тим не менш, у багатьох клінічних протоколах суглобові кути обчислюються використовуючи безпосередньо оцінку орієнтації ІВБ сусідніх сегментів [4, 36, 37]. Це призводить до внесення додаткових похибок при розрахунку суглобових кутів, що погіршує відображення істинного функціонального руху кінцівок.

Аналіз функціональних параметрів руху людини є найбільш важливим в області медицини та спорту, і менш затребуваний для анімації та задач віртуальної реальності. Для підвищення точності визначення кінематичних параметрів необхідно максимально точно враховувати природні особливості руху людини. Це виконується шляхом суміщення СК ІВБ з СК сегментів та визначення СК сегментів на основі їх функціональних вісей. Вищезазначене забезпечується частиною етапів калібровки інерціальної СОПРЛ.

1.3.2. Калібровка інерціальної системи оцінки параметрів руху людини

У даному пункті розглянемо питання калібровки самої системи оцінки кінематичних параметрів руху людини.

Як вже було зазначено, для оцінки кінематичних параметрів руху людини кожен з ІВБ інерціальної СОПРЛ має бути встановлений на визначений сегмент тіла. Проте СК ІВБ не може бути ідеально вирівняна з СК, зв'язаною з сегментом тіла. Окрім того, для точної оцінки суглобових кутів потрібно використовувати інформацію про кількість степенів свободи суглобу біомеханічної моделі. Це пов'язано з тим, що суглобові кути визначаються навколо функціональних вісей суглобів. Для зменшення такого роду похибок використовується процедура калібровки. Для процедури калібровки інерціальної СОПРЛ можна виділити такі етапи: калібровка лінійних розмірів сегментів біомеханічної моделі скелету; калібровка орієнтації ІВБ відносно сегментної СК у статичних позах; визначення функціональних вісей суглобового руху при виконанні визначеного виду рухової активності; калібровка системи при наявності замкнутого кінематичного ланцюга у біомеханічній моделі скелету.

Найпростішим етапом калібровки є калібровка орієнтації ІВБ у статичних позах [38-40]. При цьому людину просять стати у відому позицію і побути в ній деякий час (не більше 15-20 секунд), під час якої виконується запис інформації про орієнтацію ІВБ. Для статичної пози орієнтацію сегментів можна розрахувати згідно її геометрії. Порівнюючи орієнтацію СК сегмента з орієнтацією СК ІВБ, що розташований на даному сегменті, виконується оцінка кутів перекосу між описаними СК. Далі ця оцінка завжди використовується при розрахунку суглобових кутів. Найбільш відомими позами для калібровки є три наступні пози [38]:

- 1) людина стоїть прямо з руками, розведеними горизонтально в сторони від тіла (“Т-поза”);
- 2) людина стоїть прямо з руками, які тримає горизонтальне поперед себе (так звана “Зомбі-поза”);
- 3) людина стоїть прямо з руками, котрі прямо опущені вниз вздовж тулуба (так звана “Поза солдата”);

При такому способі калібровки часто вимагається, щоб людина, приймаючи позу, ставала лицем у чітко визначених напрямках (пов'язано з визначення кута

курсу кореневого ІВБ) [41], що у багатьох застосуваннях є незручним та неможливим. У роботі [38] приведено та досліджено декілька методів для визначення кута курсу кореневого ІВБ. Тут показано метод, що базується на використанні даних одного ІВБ (самого кореневого ІВБ), даних декількох ІВБ та метод калібровки з використанням двох позицій. У результаті експериментальних даних було встановлено, що найкращу оцінку кута курсу кореневого ІВБ дає метод використання одного ІВБ. У якості такого ІВБ, використовується найменш рухомий ІВБ, вісі якого найпростіше сумістити з СК, зв'язаною з сегментом. Зазвичай, таким сегментом обирають таз.

Функціональна калібровка є специфічною для кожного суглобу, оскільки має враховувати його рухові можливості та обмеження, наявність кваліфікованого персоналу, що дозволить виконати функціональні рухи вірним чином. Такого роду процедури були представлені у [42] для визначення функціональних вісей для колінного суглобу. Ще раніше перед цим у роботі [43] було виконано визначення функціональних вісей ліктя шляхом виконання людиною добре визначених рухів плеча і передпліччя. Автори цих робіт розраховують напрямки функціональних вісей на основі напрямку виміряного прискорення в статичному режимі роботи, а також використовують оцінений напрямок кутової швидкості сегмента при виконанні типового руху для суглобу. Третя вісь визначається таким чином, щоб отримана функціональна СК була правою ортогональною СК. При використанні зазначених функціональних калібровок указано, що точність роботи СОПРЛ досягала 1-2 градуси. Поєднання функціональної калібровки та калібровки у статичних позах було використано у комплексній процедурі калібровки системи у роботах [36, 44]. Автори привели результати експериментального дослідження визначення переміщень вузлів сегментів. Похибки визначення лінійних переміщень становили від 0,5 см до 2 см, похибки визначення кутів Ейлера в статичному режимі не перевищували 1 градуса, а при динамічному русі об'єкта кутові похибки досягали 8 градусів.

У роботі [45] на основі методу найменших квадратів виконано оцінку суглобових вісей та положення суглобів. У роботі [47] автори виконали

калібровку функціональних вісей, спираючись на добре визначені анатомічні орієнтири. При цьому використовувався спеціальний пристрій, що дозволяв по анатомічним орієнтирам задавати напрямок головної вісі сегменту. Проте при цьому датчик розміщувався не на тілі людини, а на вказаному пристрої. Це означає, що після встановлення датчиків СОПРЛ на тіло людини все рівно потребуються додаткові процедури калібровки.

Визначення геометричних параметрів біомеханічної моделі є не менш важливим завданням. У даній області розроблено не так багато алгоритмів, проте описаний у [48] алгоритм дозволяє виконати оцінку довжин сегментів біомеханічної моделі. Калібровка виконується на основі апріорної інформації про відстань між ступнями. Це дозволяє застосовувати такого роду алгоритми для уточнення і швидкого визначення довжин сегментів біомеханічної моделі.

Вищеописані етапи й процедури калібровки дозволяють отримати точність систем порядку 1-2 градусів (СКВ), проте статична точність цих систем становить 0.1-0.3 градуси, що дозволяє сподіватися отримати оцінку кінематичних параметрів руху людини близько до наведеної. Це потребує, окрім розробки відповідного алгоритму визначення орієнтації одним ІВБ, покращення алгоритмів калібровки для підвищення точності роботи ІСОПРЛ. У деяких роботах згадується про можливість використання замкнутих кінематичних ланцюгів [27] для покращення характеристик відкаліброваних систем, проте не вдалося знайти роботи, в яких це питання висвітлено.

Калібровка у статичних позах базується на припущенні, що під час виконання цієї процедури тіло людини є нерухомим і чітко займає визначену позу. Зрозуміло, що недотримання людиною визначеної пози призводить до похибок визначення повороту СК ІВБ відносно сегмента. У даному випадку рекомендується проводити етап калібровки протягом короткого проміжку часу, під час якого людина може максимально точно перебувати у визначеній позиції. Також цьому можуть сприяти спеціальні пристрої, котрі допомагають фіксувати сегменти людського тіла у визначених положеннях. Проте для людини, як для коливальної системи з верхньою маятниковістю, характерні власні коливання на

інфранизьких частотах [47]. В існуючих алгоритмах калібровки не враховується даний факт, що може призводити до відповідної методичної похибки калібровки орієнтації СК ІВБ відносно сегмента. У розроблених алгоритмах згладжування показів окремого ІВБ протягом виконання процедури калібровки виконується шляхом осереднення.

1.3.3. Алгоритми оцінки орієнтації сегментів тіла людини окремим інерціальним вимірювальним блоком

Для оцінки кінематичних параметрів руху людини інерціальні системи використовують інформацію про орієнтацію сегментів тіла, на яких вони розміщені. При цьому для розрахунку суглобових кутів потрібно прийняти певну модель скелета і зв'язати розташування інерціальних блоків з відповідним сегментом моделі [4]. У багатьох дослідних розробках модель скелету в основному використовується для розрахунку позицій кінцевих точок скелету. Проте в деяких роботах вказується на можливість виконання корекції захоплених рухів на основі біомеханічної моделі скелету, але жоден з авторів не зробив цього у своїх розробках [5]. Виконання корекції на основі моделі скелету в основному використовується на етапі початкової виставки та калібровки параметрів самої моделі. Під калібровкою розуміється визначення довжини сегментів скелету та визначення орієнтації блоків відносно сегментних систем координат під час виконання спеціальних процедур [36, 46].

Для інерціальних та комплексних інерціальних систем інформацією, на основі якої виконується оцінка параметрів руху, є інформація про абсолютну орієнтацію окремого ІВБ. Під абсолютною орієнтацією розуміється орієнтація модуля в глобальній системі координат, котра визначається типом та точністю використовуваних датчиків. Для сучасного розвитку технологій мікромеханічних датчиків – це система координат, що використовує напрямки сили тяжіння та напрямки на магнітний полюс. Орієнтація інерціального модуля відносно глобальної системи координат описується одним з видів кінематичних параметрів: кутами Ейлера, матрицею напрямних косинусів чи кватерніоном.

Кожен з параметрів має свої недоліки та переваги [34]. Але найзручнішими та найменш ресурсозатратними для використання в сучасних алгоритмах є кватерніони [34, 48-50]. Алгоритми оцінки орієнтації модулів – це по суті алгоритми систем, що англійською мовою називаються AHRS (attitude and heading reference system – опорна система визначення курсу та кутового положення) [35]. У вітчизняній літературі алгоритми цих систем прийнято називати алгоритмами безплатформних курсовертикалей.

У роботах [51, 52] описано і проаналізовано сучасний стан методів оцінки орієнтації об'єктів. У цих роботах описано загальні підходи, котрі використовуються для побудови алгоритмів оцінки орієнтації. Аналіз методів оцінки орієнтації проводиться з точки зору теорії оптимального оцінювання, забезпечення збіжності результатів роботи алгоритму та чисельних ресурсозатрат для реалізації методів. У вищезазначених роботах оцінку орієнтації розділено на два процеси: 1) оцінка орієнтації рухомого об'єкта за вимірюваннями сигналів датчиків на борту об'єкта та їх відомими проекціями в опорній системі координат; 2) фільтрація зашумлених вимірювань з чутливих елементів. Згідно з [51] фільтрація виконується шляхом поєднання даних вимірювань з їхніми моделями. Ці моделі можуть бути отримані різними шляхами, найбільш широко вживаною є кінематична модель передбачення за сигналами ДКШ. Використання цієї моделі веде до створення комплементарних фільтрів. Іншим типом моделі системи є кінематична модель, що враховує динамічні характеристики об'єкта. Проте і така модель завжди містить параметри, котрі визначені не точно. В розробці фільтрів це враховується шляхом додавання шумових процесів. Розроблені фільтри різним чином підходять для врахування параметрів об'єкта при лінеаризації його моделі. Даний факт враховують шляхом використання і введення різних законів шуму чутливих елементів, оцінки параметрів випадкового збурення, методів адаптації основних налаштувань описаних методів.

Згідно з роботою [51], було виділено наступні методи оцінювання орієнтації: розширений фільтр Калмана; методи типу QUEST-фільтрів; двокроковий оцінювач орієнтації; сігма-точковий фільтр Калмана; частинні

фільтри (“Particle filters”); ортогональний фільтр визначення орієнтації; методи нелінійних та адаптивних спостерігачів. Проте у даних роботах мало приділено уваги впливу методичних похибок алгоритмів, викликаних особливістю фізичних принципів, на яких працюють чутливі елементи систем.

Алгоритми ІСОПРЛ характеризуються статичною та динамічною точністю. Причому, точність зазначається не для системи захоплення руху, а для алгоритму визначення орієнтації окремого ІВБ. Точність систем у статиці становить до 1 градуса по курсу, та 0,2-0,5 градуси по кутам крену та тангажу. Динамічна точність цих систем становить 2 градуси СКВ [21, 22]. При цьому вказана точність по курсу гарантується тільки для однорідного магнітного поля.

Значно нижча динамічна точність систем пояснюється тим, що основним каналом для визначення орієнтації є гіроскопічний, а корекція орієнтації виконується на базі даних з акселерометрів та магнітометрів. Так як акселерометри вимірюють уявне прискорення (сума гравітаційного та абсолютного), то при різких рухах людини вимірювання акселерометрів містять абсолютні прискорення, якими не можна знехтувати у порівнянні з гравітаційним. Як відомо, за сигналами акселерометрів визначають напрямок місцевої вертикалі [53, 54], за умови відсутності абсолютних прискорень об’єкта. При прискореному русі об’єкта, на якому встановлено ІВБ, за сигналами акселерометрів уже визначається напрямок уявної вертикалі, яка тим більше відхиляється від істинної чим більше прискорення об’єкта [55]. Це відповідним чином впливає на величину сигналу корекції і додає до основної корисної складової сигналу ще й похибку. Відповідно, при високих рівнях лінійного прискорення алгоритми безплатформних курсовертикалей поступово приводять оцінки кутів орієнтації, визначених на основі даних з гіроскопів, до положення уявної вертикалі. Окрім того, ці дані непрямо впливають на визначення курсу, так як при цьому з’являється хибна проекція вертикальної складової індукції магнітного поля на приладну площину горизонту [56]. Величина цієї проекції пропорційна куту відхилення уявної вертикалі від істинної.

Магнітний канал також піддається впливу магнітних збурень від

електрообладнання, постійних магнітів та різноманітних магнітом'яких та магнітотвердих матеріалів. Зменшенню впливу цих збурень приділено чимало уваги та знайдено способи мінімізації впливу магнітних збурень. Для усунення впливу магнітом'яких та магнітотвердих матеріалів в таких системах реалізується відповідна магнітна калібровка на місці установки системи [57]. Проте така процедура не дозволяє обмежити вплив випадкових магнітних збурень. Для зменшення зазначеного джерела похибок розроблені спеціальні алгоритмічні методи, що дозволяють гнучко керувати величиною корекційного сигналу по даних магнітного каналу [56].

У літературі з розробки алгоритмів безплатформних курсовертикалей виконано багато досліджень для оцінки параметрів руху за допомогою інерціальних та магнітних датчиків, в яких використано різноманітні методи комплексного поєднання даних. Комплексна обробка даних з датчиків різної фізичної природи дає змогу усунути недоліки кожного окремого датчика. Дрейф орієнтації із-за похибок гіроскопів можна усунути, використовуючи позиційні датчики (акселерометри, магнітометри, барометри і т.д.) [34]. У роботах [48] та [27] застосовано фільтр Калмана та враховано особливості кінематики людських суглобів для ефективного поєднання даних з гіроскопів та акселерометрів для оцінки кінематичних параметрів руху людини. У роботі [39] для корекції системи використовуються не тільки сигнали акселерометрів, а й магнітометрів. У наведеній роботі розроблено лінійний фільтр Калмана (ФК) для обробки даних з датчиків та оцінки вимірюваних величин гравітаційного та магнітного поля для подальшого розрахунку орієнтації сегмента тіла людини, на якому встановлено ІВБ. У [39] авторами розроблено розширений ФК, що дає змогу в реальному часі оцінювати рух людських кінцівок. У статті [49] показано переносну (мобільну) систему для відслідковування руху руки.

Більшість сучасних алгоритмів орієнтації ІСОПРЛ використовують в якості кінематичного параметра кватерніон. Із-за незвичної природи кватерніонної кінематики виділяють два підходи до виконання оновлення кватерніона орієнтації на стадії корекції: адитивний та мультиплікативний методи оновлення

кватерніона [26, 37, 48, 58]. Розроблений в роботі [49] розширений фільтр Калмана використовує адитивну техніку. Такий підхід простий в реалізації і може використовуватися лише для малих приростів орієнтації, бо являє собою перше приближення повного перетворення. У роботах [57, 58] розроблено доповняльний (комплементарний) кватерніонний фільтр, що використовує мультиплікативний підхід. Це дозволяє застосувати його для досить великих змін в орієнтації сегментів між етапами оновлення кінематичних параметрів.

У [60] показано підхід з використанням комплементарного спостерігача для оцінки руху сегментів тіла людини. Дана робота використовує кватерніони для представлення орієнтації окремих блоків, алгоритм включає в себе кінематичні рівняння руху біомеханічної моделі скелету. Запропонований фільтр автори будують, використовуючи двошарову архітектуру процесу фільтрації на базі алгоритму Левенберга-Маркарді для попередньої обробки вимірювань прискорень та величини індукції локального магнітного поля. Автори стверджують, що запропонований алгоритм більш стійкий, ніж розширений ФК. Авторами також виконаний частотний аналіз запропонованого алгоритму з приведенням передатних функцій.

У роботі [29] було розроблено ієрархічну методику обробки даних з інерціальних вимірювальних блоків для оцінки руху верхньої кінцівки. Алгоритм авторів статті складається з трьох етапів: зменшення рівнів шуму у вихідних даних датчиків, поєднання даних та етап корекції на основі відомої геометрії їх розміщення.

Добре відомо, що існуючі системи мають найвищу точність в статичному режимі в однорідному магнітному полі [14, 35, 56, 57]. Рух об'єкта вносить у вихідні оцінки орієнтації об'єкта як кінематичні, так і динамічні похибки. Тобто, в динамічному режимі точність системи гірша, а максимальну точність системи показують в статистиці [20-22]. При цьому дана точність визначається після завершення перехідних процесів, а це означає, що система повністю виконала корекцію і привела оцінку орієнтації до тих напрямків, які оцінюють позиційні датчики (акселерометри та магнітометри). Також у кінцеву похибку системи

вносить свій вклад інтегрування шумової складової похибки гіроскопів. Тобто, максимальна отримувана точність (в статиці!) визначається на даному етапі не стільки якістю алгоритмів (котрих розроблено достатньо і практично на будь-який випадок), а якістю використовуваних чутливих елементів. Для підвищення точності можна використовувати більш дорогі мікромеханічні датчики (такі як Colibrys та Sensoror), проте при цьому значно зросте ціна та вага цих систем. Але існують і інші апаратні методи підвищення точності. Одним із таких виходів є використання надлишкових неортогональних модулів [61, 62, 63, 64]. Сучасні широкоживані мікромеханічні датчики стають все мініатюрнішими та дешевшими, інтегрують на одному чипі, окрім механіки, й цифрові процесори, при цьому їх ціна практично не змінюється. Це дозволяє розробляти й ефективно використовувати надлишкові модулі. При цьому для обробки потоку даних з цих блоків й ефективного фільтрування шумів використовуються спеціальні алгоритми. Використання надлишкових блоків, в яких зменшено похибки вимірювання вихідного векторного сигналу для гіроскопів, акселерометрів та магнітометрів, дасть змогу підвищити точність окремого інерціального блока для системи оцінки параметрів руху людини.

Зазначені вище результати наукових досліджень на сьогоднішній день є найбільш вагомими та наближеними до вирішення проблеми підвищення точності інерціальної системи оцінки параметрів руху людини.

На підставі проведеного аналізу літературних джерел можна зробити наступні висновки:

- відомі на даний час ІСОПРЛ будуються на використанні алгоритмів безплатформних курсовертикалей і біомеханічної моделі скелету людини чи досліджуваної частини тіла. БКВ розробляються переважно з використанням алгоритму Калманівської фільтрації. Більшість алгоритмів не враховує наявності динамічних похибок та зовнішніх завад. З огляду літератури видно, що для обмеження похибок від двох останніх факторів в існуючих системах використовують обмеження глибини корекції оцінки орієнтації за сигналами позиційних датчиків. Алгоритмічно це реалізується збільшенням дисперсії шуму

вимірювань у фільтрі Калмана, аж до повного відключення корекції при встановленні дисперсії вимірювань рівній нескінченності. При цьому БКВ оцінює орієнтацію, інтегруючи кінематичні рівняння за сигналами ДКШ. Проте із-за похибок вимірювання ДКШ (десятки-сотні градусів на годину), дана процедура дає оцінку орієнтації з наростаючою в часі похибкою.

- як було сказано вище, для обмеження впливу завад у БКВ використовують обмеження глибини корекції. Проте у відомій літературі не розглянуто проблем перехресного впливу між каналами корекції БКВ. Проблеми даного роду найгостріше проявляються в кватерніонних алгоритмах, так як вони по своїй природі являються векторними і здійснюють корекцію оцінки орієнтації, використовуючи векторні вимірювання в зв'язаній і опорних системах координат. При цьому на оцінку орієнтації одночасно впливають обидва вимірюваних вектори. З огляду літератури не було знайдено підходів чи принципів, котрі дали змогу виконати розділення корекційного впливу використовуваних у БКВ вимірювань (сигналів акселерометрів та магнітометрів). Таку процедуру бажано виконувати, адже один з видів вимірювання може зазнавати більших збурень із-за своєї фізичної природи (вимірювання індукції магнітного поля Землі);

- у доступній для аналізу літературі не розкрито питань застосування алгоритмів безплатформних інерціальних навігаційних систем для оцінювання параметрів руху людини;

- питання функціональної калібровки ІСОПРЛ на даний час розв'язані практично повністю і в основному стосуються певних особливостей функціонування тіла людини для конкретних біомеханічних досліджень. Алгоритми функціональної калібровки базуються на інформації про орієнтацію сегментів, отриману від БКВ, і для своєї коректної роботи мають отримувати достовірні дані про орієнтацію об'єкта, на якому вони встановлені;

- ІСОПРЛ являються портативними та автономними системами, що можуть експлуатуватися в різних умовах оточуючого середовища. Це призводить до варіації параметрів датчиків. З огляду літератури видно, що в ІСОПРЛ даному питанню приділено недостатньо уваги і є актуальною задача розробки та розши-

рення існуючих методів для можливості автономного оцінювання зміни параметрів первинних датчиків (акселерометрів, магнітометрів).

Таким чином, існуючі наукові дослідження носять обмежений характер і не дозволяють розв'язати актуальне завдання розробки інерціальної системи оцінки параметрів руху людини та алгоритмів її функціонування з підвищеною завадостійкістю та точністю, розширення можливостей існуючих методів щодо врахування зміни параметрів чутливих елементів.

1.4 Мета і задачі даних наукових досліджень

Метою дисертаційної роботи є наукове обґрунтування та розробка алгоритмів функціонування інерціальної системи оцінки параметрів руху людини з підвищеною завадостійкістю та точністю, удосконалення та розширення можливостей існуючих методів калібрування для врахування зміни параметрів чутливих елементів.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішити такі задачі:

1. аналіз впливу похибок позиційних датчиків (магнітометрів і акселерометрів) на точність оцінки орієнтації безплатформною курсовертикаллю та обґрунтування необхідності розділення каналів корекції в алгоритмах безплатформних курсовертикалей;
2. формулювання і моделювання принципу розділення каналів корекції для безплатформних курсовертикалей;
3. розробка комплексного алгоритму роботи ІСОПРЛ, інваріантного до прискорених рухів кінцівок людини;
4. розробка законів формування корекційних сигналів, що базуються на використанні біомеханічної моделі скелета людини;
5. вибір оптимальної моделі сигналу датчиків інерціального вимірювального блоку;
6. дослідження застосування методу скалярного калібрування для датчиків, що використовуються в інерціальному вимірювальному блоці (мікромеханічні акселерометри, магнітометри);

7. розробка методу калібрування, що дозволяє враховувати стохастичний характер параметрів моделі сигналу датчиків;
8. імітаційне моделювання розробленого комплексного алгоритму роботи ІСОПРЛ для визначення його характеристик;
9. проведення натурних випробувань для підтвердження коректності, ефективності розроблених алгоритмів інерціальної системи оцінки параметрів руху людини; експериментальна оцінка підвищення точності ІСОПРЛ на стенді-імітаторі верхньої кінцівки людини;
10. Впровадження результатів досліджень.

Представлені в роботі дослідження та положення, які виносяться на захист, відповідають формулі паспорту спеціальності 05.11.03 – Гіроскопи та навігаційні системи у наступних пунктах:

- дослідження та вдосконалення наявних методів, приладів, систем автономного вимірювання параметрів руху, орієнтації та навігації, комплексних навігаційних систем і гіроскопів;
- розроблення та дослідження математичних моделей, систем моделювання, навігаційних приладів, систем та їх чутливих елементів.

РОЗДІЛ 2

АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНЕРЦІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ РУХУ ЛЮДИНИ

При кінематичному аналізі визначають лінійні та кутові швидкості, лінійні та кутові переміщення тіла. Для опису і відстеження рухів людини використовують багато моделей, однією з яких є біомеханічна модель людського тіла. Завдання даного розділу – представити систематичний опис методологічного і алгоритмічного забезпечення для виконання необхідних процедур і припущень при розробці інерціальної системи оцінки параметрів руху людини (ІСОПРЛ). Вихідною інформацією системи оцінки параметрів руху людини є лінійні швидкості та переміщення сегментів, кутові швидкості та прискорення сегментів, суглобові кути.

2.1. Біомеханічна модель скелету людини

2.1.1. Основні рухи, що здійснюють суглоби людини

Є шість основних рухів, які здійснюються різними суглобами тіла людини [1, 2]. Опис цих рухів виконують шляхом визначення суглобових кутів між двома сегментами (суглобовий кут – це кут, що визначає відносну орієнтацію наступного сегменту тіла людини відносно попереднього). Опис суглобового руху, як правило, здійснюють відносно початкового положення. Це положення називається фундаментальною позицією [4] (рис.2.1). У якості фундаментальної позиції, зазвичай, використовують положення, у якому людське тіло приймає вертикальну позу. При цьому обличчя людини має бути направлене вперед, руки вільно опущені вниз відносно тулуба. Долоні мають бути повернуті всередину, а ноги зведені разом, вказуючи носками вперед.

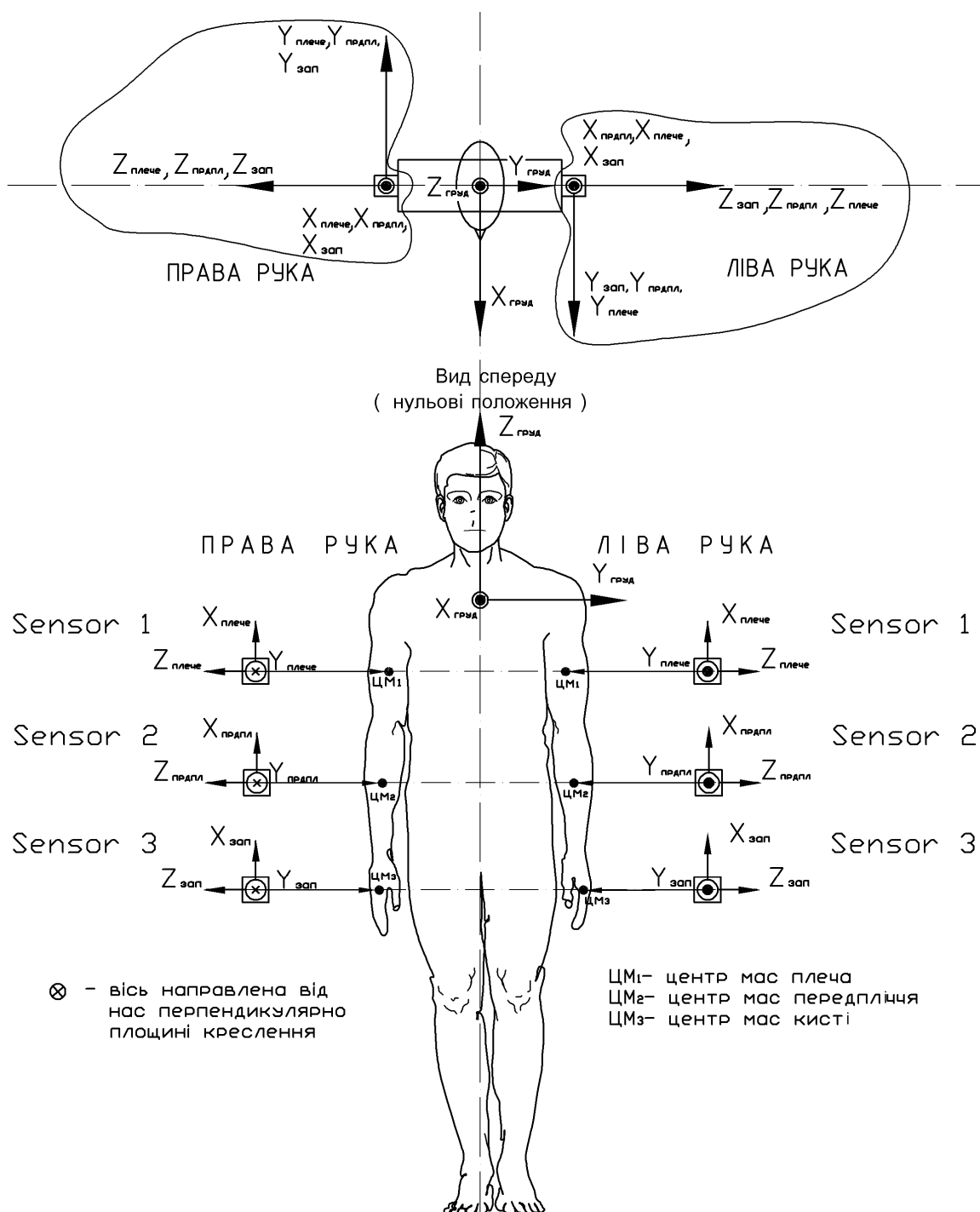


Рис.2.1. Фундаментальна позиція та приклад розташування ІВБ на тілі людини для реєстрації кінематичних параметрів верхніх кінцівок

Перша пара з шести основних рухів – це згинання та розгинання. Ці рухи можуть здійснюватися багатьма частинами людського тіла, наприклад, головою, тулубом, плечем, ліктем, стегном та коліном. Згинання – це кутовий рух, що зменшує суглобовий кут між двома суміжними сегментами. Прикладом згинання в ліктьовому суглобі є підйом передпліччя вгору при згинанні ліктя. Розгинання –

це рух випрямлення, що збільшує суглобовий кут між двома суміжними сегментами (див. рис.2.2).

Другою парою рухів є відведення і приведення. Ці рухи є не такими загальними і розповсюдженими, як згинання та розгинання. Ці рухи можуть здійснювати наступні частини людського скелету: лопатка, плече, зап'ястя, тазостегнові суглоби. Відведенням називають рух від середньої лінії тіла. Приведення - це зворотне переміщення сегмента назад до середньої лінії тіла. Прикладом відведення є рух руки від тулуба в сторону (рис.2.2).

Третьою (останньою) парою базових рухів є внутрішня і зовнішня ротація сегменту (рис. 2.2). Ці рухи можуть здійснювати голова, тулуб, плече, колінний суглоб. Коли сегмент обертається навколо вертикальної осі в напрямку до середньої лінії тіла, то він здійснює внутрішню ротацію. Зовнішня ротація – це протилежний рух, кутовий рух від середньої лінії тіла.

Крім вищеописаних шести основних рухів, є декілька інших спеціалізованих рухів, що можуть здійснювати різні частини тіла. Хоч формально вони попадають в категорію основних рухів, проте їм дані спеціальні назви. Одним з таких рухів є пронація і супінація передпліччя [2, 7]. Супінація – це рух передпліччя при зігнутому лікті, при якому долоня повертається лицевою стороною вгору. Пронація – це протилежний рух, щоб привести долоню назад лицевою стороною вниз.

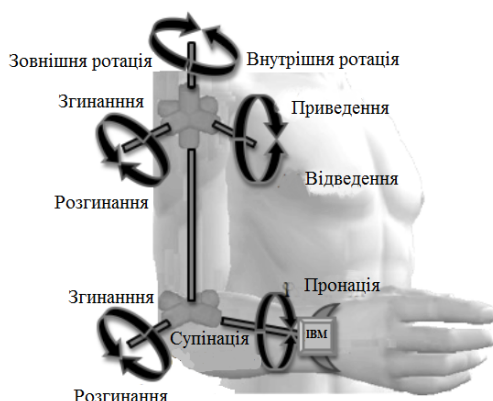


Рис.2.2. Рухи суглобів верхньої кінцівки людини

Щоб відстежувати ці складні рухи, необхідно використовувати систему, що містить декілька ІВБ, з спеціалізованим алгоритмічним забезпеченням, що

базується на біомеханічній моделі скелету тіла людини. Рух тіла можна розглядати як рух моделі людського скелета. У роботі [25] приведено рекомендації щодо стандартизації опису руху верхніх кінцівок людини. Робота [24] присвячена стандартизації опису руху нижніх кінцівок людини.

2.1.2. Опис біомеханічної моделі людського тіла

Тіло людини є складною системою, котра складається з понад 200 кісток, 600 м'язів та незчисленної кількості нервових волокон, що керують їх рухом. Для більшості практичних застосувань використовувати модель, що враховує всі складові, неможливо [65]. При розробці системи оцінки кінематичних параметрів руху людини потрібно абстрагувати рух людини та спростити його шляхом використання моделі скелету [66].

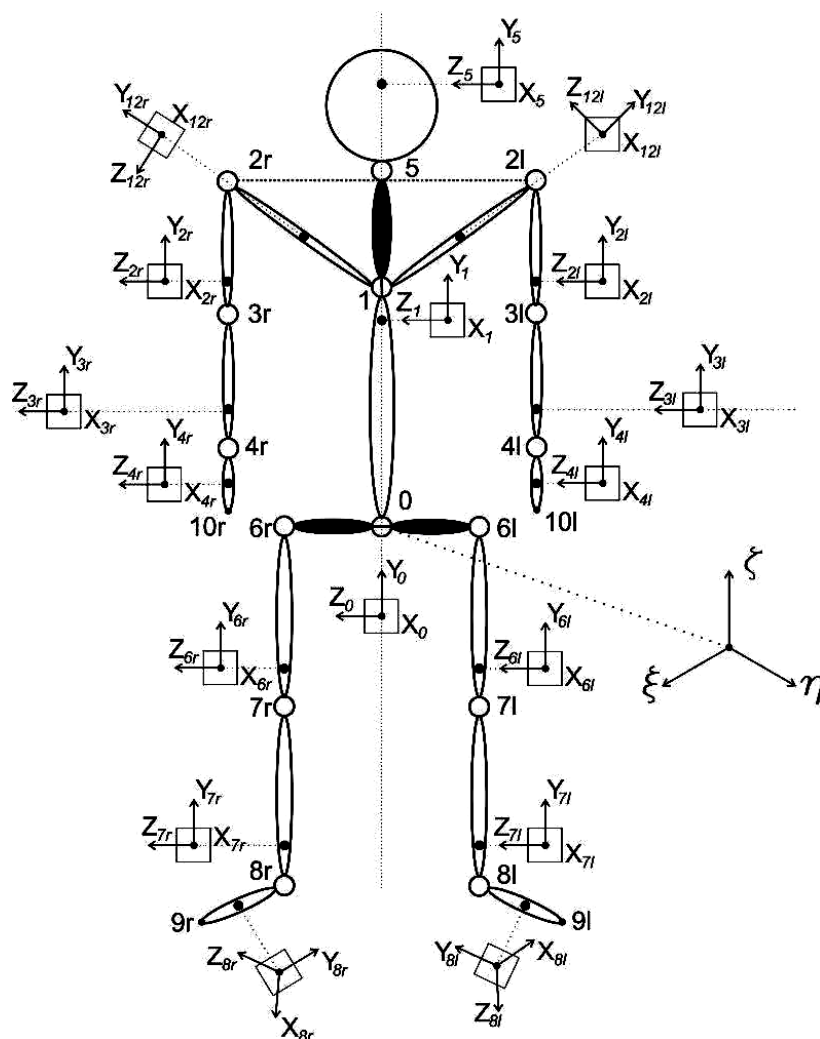


Рис.2.3. Біомеханічна модель людського тіла з указанням розташування ІВБ відповідно до зв'язаних з сегментами систем координат

У літературі доступна інформація про автоматичне оцінювання ієрархічної структури людського скелетону, описано рух біомеханічної моделі скелету з використанням принципів біомеханіки, як, наприклад, в роботі [65]. У даній роботі для опису руху людини будемо використовувати біомеханічну модель скелету, що складається з 18 сегментів-кісток та 15 суглобів (рис.2.3).

Скелет людини може бути представлений у вигляді системи жорстких сегментів, що з'єднані в ланцюги суглобами. Жорсткі сегменти називаються ланками ланцюга, і кожні дві сусідні ланки з'єднані суглобами. Серія жорстких ланок називається кінематичним ланцюгом. Плечовий, ліктьовий і променевозап'ястковий суглоби з'єднуються двома ланками: плечем і передпліччям.

Ліктьовий суглоб, як правило, моделюється як шарнір з одним ступенем свободи. Це дозволяє здійснювати згинання та розгинання ліктя. Супінація і пронація передпліччя контролюється рухом променево-ліктьового суглоба, що знаходиться між ліктем і зап'ястям. Плече і плечовий пояс являються однією з найскладніших суглобових груп людського тіла [25]. Цей комплексний суглоб, зазвичай, спрощують, використовуючи сферичний шарнір з трьома ступенями свободи. Це дозволяє руці здійснювати рухи відведення або приведення. Згинання та розгинання плеча дає змогу руці переміщатися вгору і вниз аналогічно ліктю. Плечовий суглоб дозволяє обертати рукою від або до центру тіла (зовнішня і внутрішня ротація). Ці 3 ступеня свободи часто порівнюють з відомим кутами крену, тангажу і курсу.

Процес побудови ієрархічної моделі скелету людського тіла полягає у визначенні ключових суглобових вузлів людського тіла. Для того, щоб отримати дані про рух 15 суглобових вузлів, приведених на рис.2.3, система має складатися з 17 ІВБ. ІВБ розміщуються у відповідних ключових точках, в яких ІВБ оцінюватимуть рухи конкретних сегментів та відповідного суглобу. Модель скелету людини має структуру суглобового ланцюга.

У біомеханічній моделі сегменти-кістки з'єднуються суглобами. Співвідношення між параметрами руху сегментів зручно описувати як

відношення батько-нащадок між вузлами моделі. Це пов'язано з тим, що рух батьківського вузла призводить до аналогічного переміщення вузла-нащадка. Для опису руху скелетону потрібно вибрати кореневий вузол-суглоб. Якщо потрібно виконувати опис руху всього тіла, то за такий вузол вибирають тазовий. Цей вузол позначено 0 на рис.2.3. Від даного вузла розростається вгору та вниз структура біомеханічної моделі. Зображена на рис.2.3 біомеханічна модель скелета має сегменти, котрі зафарбовані чорним кольором. На моделі таким чином показано, що приведений сегмент є одним жорстким цілим, а посередині нього існує суглоб, котрий призначений для правильної геометричної побудови моделі. Наприклад сегмент $6r - 0 - 6l$ відображає таз, посередині якого міститься тазовий вузол. Цей сегмент має дві симетричні половинки $6r - 0$ та $0 - 6l$, що жорстко з'єднанні між собою і не мають кутових степенів свободи відносно нульового вузла. Це показано шляхом з'єднання цих напівсегментів горизонтальною лінією. Аналогічно сегмент $1 - 5$ жорстко з'єднаний з сегментом $0 - 1$.

У табл. 2.1 приведено опис суглобів, їх кількість степенів свободи, батьківських сегментів та тип рухової активності. У табл. 2.2 приведено опис сегментів біомеханічної моделі.

Таблиця 2.1. Опис сегментів та суглобів біомеханічної моделі скелету людини

Назва суглобу	Позначення на рис.2.2	Батьківський сегмент-кістка	Біомеханічний тип суглобу-шарніру	Обмеження рухової активності людини (градуси)
Суглоб спини*	1	--	--	0-50
Шийний	5	Кістяк грудної клітки	Сферичний шарнір	0-70
Плечовий	2r, 2l	Ключичний кістковий сегмент	Сферичний шарнір	0-180
Ліктьовий	3r, 3l	Кістки плеча	Двохосьовий шарнір	0-145
Зап'ястний	4r, 4l	Кістки передпліччя	Двохосьовий шарнір	0-80

Тазостегновий	6r, 6l	Тазовий сегмент	Сферичний шарнір	0-180
Колінний	7r, 7l	Кістки стегна	Двохосьовий шарнір	0-140
Кісточковий	8r, 8l	Гомілкові кістки	Двохосьовий шарнір	0-45
Ключичний	1	Спина	Двохосьовий шарнір	0-30

*Комплексний суглоб, що відображає кутову орієнтацію спини відносно тазового вузла.

Таблиця 2.2. Опис сегментів біомеханічної моделі скелету людини

Назва сегменту	Позначення на рис.2.2 по вузлам моделі скелету	Зв'язана з сегментом система координат
Таз	6r-6l	$X_0Y_0Z_0$
Спина	0-1-5	$X_1Y_1Z_1$
Стегно	6r-7r, 6l-7l	$X_{6r}Y_{6r}Z_{6r}, X_{6l}Y_{6l}Z_{6l}$
Гомілка	7r-8r, 7l-8l	$X_{7r}Y_{7r}Z_{7r}, X_{7l}Y_{7l}Z_{7l}$
Стопа	8r-9r, 8l-9l	$X_{8r}Y_{8r}Z_{8r}, X_{8l}Y_{8l}Z_{8l}$
Комплексний ключичний сегмент	1-2r, 1-2l	$X_{12r}Y_{12r}Z_{12r}, X_{12l}Y_{12l}Z_{12l}$
Плечова кістка	2r-3r, 2l-3l	$X_{2r}Y_{2r}Z_{2r}, X_{2l}Y_{2l}Z_{2l}$
Передпліччя	3r-4r, 3l-4l	$X_{3r}Y_{3r}Z_{3r}, X_{3l}Y_{3l}Z_{3l}$
Кисть	4r-10r, 4l-10l	$X_{4r}Y_{4r}Z_{4r}, X_{4l}Y_{4l}Z_{4l}$
Голова	5-5'	$X_5Y_5Z_5$

2.1.3. Суглобові кути

Важливим аспектом практики використання систем оцінки параметрів руху людини є оцінка значень суглобових кутів. Інформацією, на основі якої виконується розрахунок суглобових кутів, є дані про орієнтацію сегментів. Для розрахунку суглобових кутів використовуються дані матриць напрямних косинусів (або кватерніонів, в залежності від того, який кінематичний параметр використовується в алгоритмі) комплексних алгоритмів роботи ІВБ, що встановлені на сегментах тіла людини та прийняті припущення щодо

біомеханічної моделі скелету. Це дозволяє розрахувати суглобові кути згідно рекомендацій міжнародного товариства з біомеханіки [24, 25].

Як правило, суглобовий поворот визначається як орієнтація дистального сегмента (C_d^{gb}) відносно проксимального сегмента (C_p^{gb}). Формула (2.1) використовується для систем, в яких в якості кінематичних параметрів використовуються матриці напрямних косинусів, а формула (2.2) — для кватерніонів:

$$C_{dp} = (C_p^{gb})^T C_d^{gb}. \quad (2.1)$$

$$q_{dp} = q_d^* \otimes q_p. \quad (2.2)$$

Відомо декілька способів параметризації суглобових поворотів: 1) запис через кути Ейлера-Крилова; 2) суглобові СК; 3) гвинтовий кут.

Для прикладу, запишемо формули для визначення (параметризації) суглобових кутів плеча та передпліччя, використовуючи кути Ейлера-Крилова. Рух плеча характеризується трьома кутами. Ці три кути описують рух плеча відносно СК, зв'язаної з грудною кліткою. Кут приведення-відведення співпадає з кутом повороту плеча у фронтальній площині, а згинання-розгинання — з кутом повороту у сагітальній площині, ротація плеча — з поворотом плеча навколо власної осі Y_{2r} .

Кінематика відносного руху плеча показана на рис.2.4.

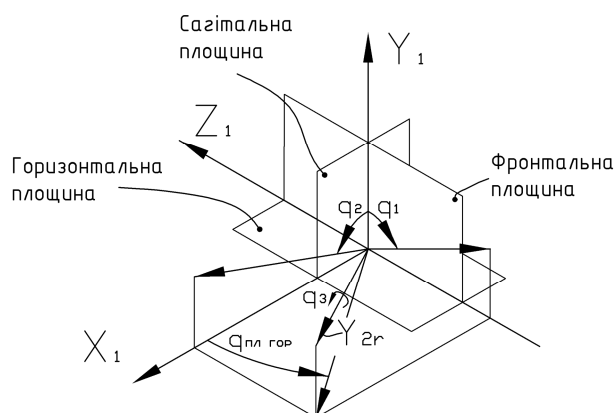


Рис.2.4. Кінематика руху плеча.

q_1 - кут приведення-відведення плеча; q_2 - кут згинання-розгинання плеча; q_3 - кут ротації плеча

Для того, щоб знайти відносну орієнтацію плеча, необхідно знати положення систем $X_1Y_1Z_1$ і $X_{2r}Y_{2r}Z_{2r}$ в навігаційній системі координат, щоб можна було гарантувати однозначність опису кутового положення кожним з ІВБ. Схематично перехід від системи координат $X_1Y_1Z_1$ до системи $X_{2r}Y_{2r}Z_{2r}$ позначимо у вигляді

$$X_1Y_1Z_1 \xrightarrow[q_{dp1}]{q_1, q_2, q_3} X_{2r}Y_{2r}Z_{2r}. \text{ Матриця } C_{dp1}, \text{ котра описує відносне положення}$$

$X_{2r}Y_{2r}Z_{2r}$, визначається відповідно до формули (2.1).

Кути, показані на рис. 2.4, можна визначити наступним чином:

$$q_1 = -\arctg \frac{C_{dp1}(2,1)}{C_{dp1}(1,1)}; \quad q_2 = \arctg \frac{C_{dp1}(3,1)}{C_{dp1}(1,1)}; \quad q_3 = \arctg \frac{C_{dp1}(3,2)}{C_{dp1}(3,3)}.$$

Кінематика відносного руху передпліччя зображена на рис. 2.5. Рух передпліччя відносно плеча характеризується кутами згинання-розгинання та ротації. Умовно перехід від СК, зв'язаної з плечем, до СК, зв'язаної з передпліччя,

$$\text{можна зобразити у вигляді } X_{2r}Y_{2r}Z_{2r} \xrightarrow[q_{dp2}]{q_5, q_6} X_{3r}Y_{3r}Z_{3r}.$$

Матриця C_{dp2} також визначається згідно формули (2.1). Суглобові кути ліктьового суглобу розраховуються за формулами:

$$q_5 = \arctg \frac{C_{dp2}(2,1)}{C_{dp2}(1,1)}; \quad q_6 = \arctg \frac{C_{dp2}(3,2)}{C_{dp2}(3,3)}.$$

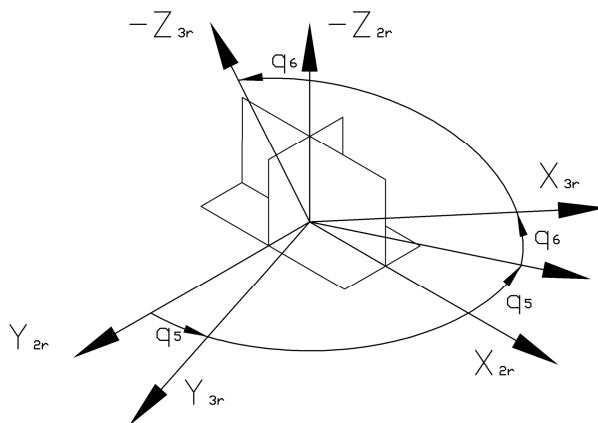


Рис.2.5. Кінематика відносного руху передпліччя.

q_5 - кут згинання-розгинання передпліччя; q_6 - кут ротації передпліччя.

Таким самим чином, відповідно до прийнятої біомеханічної моделі, можна розрахувати суглобові кути для інших сегментів скелету людини.

2.2. Алгоритм БКВ з розділенням каналів корекції

Основними алгоритмами, за допомогою яких оцінюється орієнтація сегментів тіла людини інерціальною СОПРЛ, є алгоритми безплатформних курсовертикалей. Ці алгоритми також потрібні для початкової виставки ІСОПРЛ, яка побудована з використанням комплексного алгоритму БНС інваріантного до прискореного руху кінцівок. Далі у даному підрозділі буде розглянуто побудову алгоритму безплатформної курсовертикалі, що використовує у якості кінематичних параметрів матрицю напрямних косинусів C^{bn} . МНК C^{bn} описує перехід із опорної СК $\xi\eta\zeta$ в СК $x_0y_0z_0$, зв'язану з тілом. Кінематика безплатформної курсовертикалі показана на рис. 2.6.

На першому етапі алгоритму поточне значення МНК \hat{C}_{k+1}^{bn} розраховують по даним про орієнтацію об'єкта на попередньому кроці \hat{C}_k^{bn} , чисельно інтегруючи рівняння Пуассона по даних датчиків кутової швидкості (ДКШ) (ф.(2) з [67]). На другому етапі виконується корекція \hat{C}_{k+1}^{bn} по даних акселерометрів та магнітометрів.

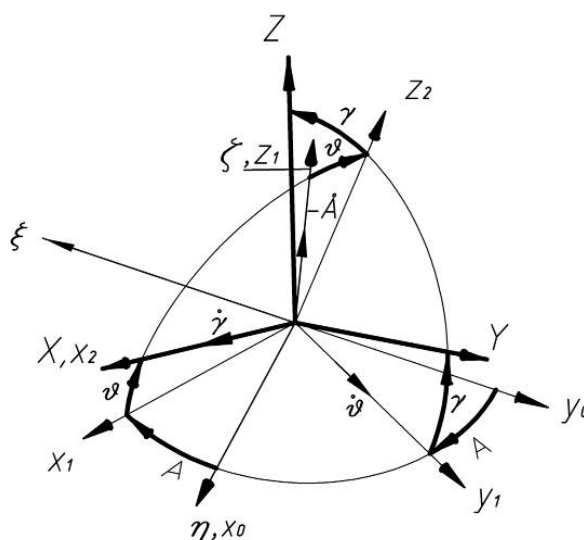


Рис.2.6. Кінематика безплатформної курсовертикалі

Акселерометри вимірюють уявне прискорення $\vec{a}_{xyz} = C^{bn}(\vec{W}_{\xi\eta\zeta} - \vec{G}_n)$. Вважаючи $\vec{W}_{\xi\eta\zeta}$ за випадкове збурення, ми можемо записати сигнали акселерометрів у зв'язаній СК XYZ наступним чином:

$$A^b = -C^{bn}G_n + \vec{w}; \quad G_n = [0 \ 0 \ -g]^T; \quad g = 9.81.$$

Проекції уявного прискорення на вісі зв'язаної системи координат (рис.2.6):

$$a_x^b = g \sin \vartheta; \quad a_y^b = g \cos \vartheta \sin \gamma; \quad a_z^b = g \cos \vartheta \cos \gamma, \quad (2.3)$$

де $\vec{w} = C^{bn}\vec{W}_{\xi\eta\zeta}$ – випадкова складова збурення [68].

Відповідно до (2.3) ми можемо оцінити третій рядок матриці C^{nb} на основі сигналів акселерометрів [67]:

$$c_{31}^{nb} = a_x / g; \quad c_{32}^{nb} = a_y / g; \quad c_{33}^{nb} = a_z / g. \quad (2.4)$$

З виразу (2.4) ми можемо записати рівняння вимірювань, як $\vec{y} = \vec{A}^b / g$.

Використовуючи вищенаведений матеріал, можемо записати рівняння БКВ з першим каналом корекції у просторі станів (при цьому можна використати не всю МНК C^{nb} , а лише її третій рядок \vec{r}_1).

$$\begin{cases} \dot{\vec{r}}_1 = \Omega_b^{bn} \cdot \vec{r}_1, & \vec{r}_1(0) = [0, 0, 1]^T; \\ \vec{y} = \vec{r}_1 + \vec{w}. \end{cases} \quad (2.5)$$

Вибір $\vec{r}_1(0) = [0, 0, 1]^T$ обумовлюється тим, що на початковому етапі зазвичай орієнтація об'єкта невідома і ми приймаємо, що вісі СК xyz і СК $\xi\eta\zeta$ співпадають. Тобто МНК C^{bn} має вигляд одиничної матриці $[3 \times 3]$, а тому 3-ій рядок буде записуватися вищенаведеним чином.

Перейдемо до другого каналу корекції – корекції за сигналами магнітометрів. Запишемо результати вимірювання цих чутливих елементів у зв'язаній системі координат (див рис.2.6)

$$\vec{m}_{xyz}^b = C^{bn}\vec{T}_n; \quad \vec{T}_n = [0 \ H \ Z]^T, \quad (2.6)$$

де \vec{T}_n – вектор індукції магнітного поля Земля (для широти Києва ці складові становлять $H = 18964$ нТ, $Z = -46962$ нТ). Розкриємо вираз (2.6)

$$\begin{aligned} \vec{m}_{xyz}^b &= \begin{bmatrix} m_x^b & m_y^b & m_z^b \end{bmatrix}^T = C^{bn} \vec{T}_n = \left(C^{nb} \right)^T \vec{T}_n = \\ &= \begin{bmatrix} \sin A \cos \vartheta & \cos A \cos \vartheta & \sin \vartheta \\ -\cos A \cos \gamma - \sin A \sin \gamma \sin \vartheta & \sin A \cos \gamma - \cos A \sin \gamma \sin \vartheta & \cos \vartheta \sin \gamma \\ \cos A \sin \gamma - \sin A \cos \gamma \sin \vartheta & -\sin A \sin \gamma - \cos A \cos \gamma \sin \vartheta & \cos \vartheta \cos \gamma \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ H \\ Z \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} H \cdot c_{21}^{nb} + Z c_{31}^{nb} \\ H \cdot c_{22}^{nb} + Z c_{32}^{nb} \\ H \cdot c_{23}^{nb} + Z c_{33}^{nb} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \cdot \cos A \cos \vartheta + Z \sin \vartheta \\ H \cdot (\sin A \cos \gamma - \cos A \sin \gamma \sin \vartheta) + Z \cos \vartheta \sin \gamma \\ H \cdot (-\sin A \sin \gamma - \cos A \cos \gamma \sin \vartheta) + Z \cos \vartheta \cos \gamma \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (2.7)$$

Аналізуючи вираз (2.7), видно, що він складається із суми двох складових – проекції горизонтальної складової та проекції вертикальної складової магнітного поля Землі. Маючи апріорні знання про магнітне поле та результати оцінки орієнтації об'єкта з першого етапу (вектор \vec{r}_1), з показів магнітометрів можна виділити складову, що дає змогу оцінити другий рядок МНК C^{nb} (або те ж саме, що другий стовпчик C^{bn}):

$$c_{21}^{nb} = \frac{m_x^b - Z c_{31}^{nb}}{H}; \quad c_{22}^{nb} = \frac{m_y^b - Z c_{32}^{nb}}{H}; \quad c_{23}^{nb} = \frac{m_z^b - Z c_{33}^{nb}}{H}. \quad (2.8)$$

З виразу (2.8) ми можемо записати рівняння вимірювань, як $\vec{y}_2 = \frac{\vec{m}_{xyz}^b - Z \cdot \vec{r}_1}{H}$.

Аналогічно до (2.5), запишемо рівняння другого каналу корекції у просторі станів. Для зручності введемо позначення для другого рядка МНК через $\vec{r}_2 = (c_{21}^{nb}; c_{22}^{nb}; c_{23}^{nb})^T$:

$$\begin{cases} \dot{\vec{r}}_2 = \Omega_b^{bn} \cdot \vec{r}_2, \vec{r}_2(0) = [0, 1, 0]^T; \\ \vec{y}_2 = \vec{r}_2 + \vec{w}_2, \end{cases}$$

де \vec{w}_2 – випадкові збурення магнітометрів, модель яких приймається у вигляді білого шуму.

Перший рядок МНК C^{nb} можна отримати, використовуючи відомі співвідношення між елементами МНК [34, ст. 34].

У [67] показано корекційні сигнали алгоритму БКВ для МНК і показано наявність перехресних зв'язків між каналами. Відповідні значення МНК з корекційними сигналами наведено нижче

а) за сигналами акселерометрів

$$C_{кор}^{bn} = \hat{C}^{bn} + K\Delta C_a = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 & k_{11}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 13} + k_{12}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 23} + k_{13}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 33} \\ 0 & 0 & k_{21}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 13} + k_{22}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 23} + k_{23}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 33} \\ 0 & 0 & k_{31}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 13} + k_{32}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 23} + k_{33}\Delta\hat{c}_{a\ noz\ 33} \end{bmatrix}. \quad (2.9)$$

б) за сигналами магнітометрів \vec{m}_x

$$C_{кор}^{bn} = \hat{C}^{bn} + K_m\Delta C_m = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} k_{m11} & k_{m12} & k_{m13} \\ k_{m21} & k_{m22} & k_{m23} \\ k_{m31} & k_{m32} & k_{m33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & \Delta\hat{c}_{m12} & \Delta\hat{c}_{m13} \\ 0 & \Delta\hat{c}_{m22} & \Delta\hat{c}_{m23} \\ 0 & \Delta\hat{c}_{m32} & \Delta\hat{c}_{m33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & k_{11}\Delta\hat{c}_{m12} + k_{12}\Delta\hat{c}_{m22} + k_{13}\Delta\hat{c}_{m32} & k_{m11}\Delta\hat{c}_{m13} + k_{m12}\Delta\hat{c}_{m23} + k_{m13}\Delta\hat{c}_{m33} \\ 0 & k_{21}\Delta\hat{c}_{m12} + k_{22}\Delta\hat{c}_{m22} + k_{23}\Delta\hat{c}_{m32} & k_{m21}\Delta\hat{c}_{m13} + k_{m22}\Delta\hat{c}_{m23} + k_{m23}\Delta\hat{c}_{m33} \\ 0 & k_{31}\Delta\hat{c}_{m12} + k_{32}\Delta\hat{c}_{m22} + k_{33}\Delta\hat{c}_{m32} & k_{m31}\Delta\hat{c}_{m13} + k_{m32}\Delta\hat{c}_{m23} + k_{m33}\Delta\hat{c}_{m33} \end{bmatrix}. \quad (2.10)$$

Як видно з приведених рівнянь (2.9)-(2.10), корекція 3-го стовпця МНК ведеться повторно: як по даним акселерометрів, так по даним магнітометрів. З рівняння (2.10) слідує, що при використанні повного вектора магнітного поля корекція виконується для 2-го і 3-го стовпця МНК. При цьому використовуються одні і ті ж коефіцієнти корекції з матриці K_m . Це значить, що по повному вектору магнітного поля Землі алгоритмічно (за допомогою вибору коефіцієнтів корекції K_m) неможливо виокремити корекцію лише другого стовпця МНК по

магнітометрах, бо для усунення корекції 3-го стовпця необхідно обнулити k_{mij} . Проте можна оцінювати кожен стовпчик МНК на основі даних різних датчиків.

Перший метод отримання кінцевої МНК, як видно з (2.9) та (2.10), складається з вибору необхідних стовпчиків. Тобто, виконуючи корекцію МНК, отриманої після інтегрування даних ДКШ, третій стовпчик потрібно брати з етапу корекції по акселерометрах, а другий стовпчик - з етапу корекції по магнітометрах. Необхідно зазначити, що такий принцип отримання кінцевого результату може застосовуватися лише при використанні у якості кінематичних параметрів МНК.

При використанні кватерніонів так канали розділити не можна. Розв'язання цієї задачі для кватерніонів (для МНК це теж залишиться справедливим) дає вираз похибок корекції (2.11). З цього виразу видно, що вплив похибок позиційних датчиків на канали курсовертикалі визначається проекціями опорних векторів у навігаційній системі координат. Другий метод розділення каналів корекції полягає у виборі опорних векторів, що мають в навігаційній системі координат проекції лише на одну з вісей. Тобто опорні вектори мають бути взаємно перпендикулярними.

2.2.1. Модель похибок алгоритмів оцінки орієнтації сегментів існуючих інерціальних систем оцінки параметрів руху людини

Розглянемо рівняння похибок алгоритму оцінки орієнтації сегмента одним ІВБ, аналогічного тому, що використовується в існуючих системах оцінки кінематичних параметрів руху людини.

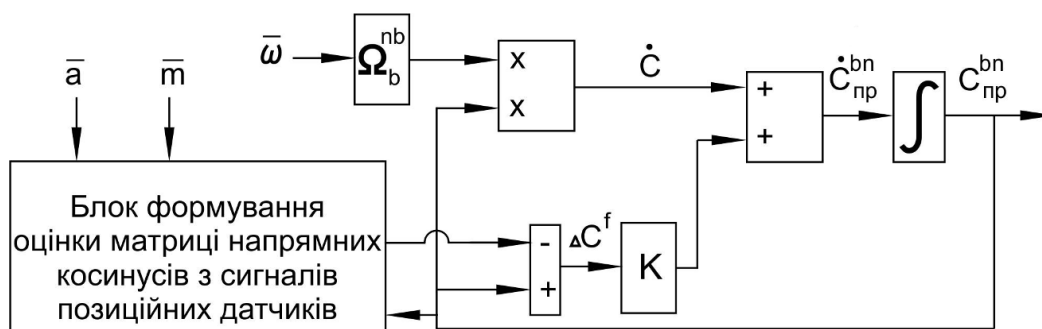


Рис.2.7. Узагальнена схема алгоритму оцінки орієнтації сегмента одним ІВБ у існуючих ІСОПРЛ

Схема алгоритму показана на рис.2.7. На схемі використано позначення:

C_F^{bn} - оцінка орієнтації ІВБ після інтегрування кінематичних рівнянь Пуассона;

K - матричний коефіцієнт корекції, котрий визначає поєднання даних з гіроскопів та позиційних датчиків, таких як акселерометри та магнітометри;

ΔC^f - різниця між матрицею напрямних косинусів, отриманою з сигналів гіроскопів та позиційних датчиків. Вона може формуватися безпосередньо з вимірювань датчиків або користуючись варіаційними методами [39, 69];

C_{np}^{bn} - комплексна (приладна) оцінка орієнтації ІВБ з використанням вимірювань гіроскопічних датчиків кутової швидкості, акселерометрів та магнітометрів.

Сигнал корекції ΔC^f формується за сигналами позиційних датчиків, таких як акселерометри та магнітометри. Цей сигнал містить також похибки, викликані похибками чутливих елементів. Скористаємося моделлю похибок, що вносять в корекційний сигнал похибки позиційних датчиків, розробленою в статті [70].

У цитованій роботі вплив похибок позиційних датчиків на похибку оцінки орієнтації при виконанні корекції оцінюється матрицею похибок за сигналами акселерометрів та магнітометрів $\Delta C_{кор}^{bn} f$:

$$\Delta C_{кор}^{bn} f = C_{кор}^{bn} - C_{кор}^{bn} f = K \begin{bmatrix} 0 & 0 & \Delta a_x^s/g \\ 0 & 0 & \Delta a_y^s/g \\ 0 & 0 & \Delta a_z^s/g \end{bmatrix} + K_m \begin{bmatrix} 0 & \Delta m_y^s/H & \Delta m_x^s/Z \\ 0 & \Delta m_y^s/H & \Delta m_y^s/Z \\ 0 & \Delta m_z^s/H & \Delta m_z^s/Z \end{bmatrix}. \quad (2.11)$$

Тут використані позначення: K - коефіцієнт корекції, Δa_i^s - похибка акселерометра, Δm_i^s - похибка магнітометра, g - величина прискорення сили земного тяжіння, H і Z - складові напруженості магнітного поля Землі.

Вираз (2.11) показує вплив похибок позиційних датчиків. З нього видно, що вплив похибок визначається похибками первинних чутливих елементів та значеннями проекцій опорного вектору в навігаційній СК.

Запишемо рівняння для визначення приладного значення орієнтації ІВБ:

$$\dot{C}_{np}^{bn} = \Omega_b^{nb} C_{np}^{bn} - K \Delta C^f.$$

Врахуємо у вимірюваннях датчиків кутової швидкості похибки $\Delta\Omega$, котрі в загальному випадку містять статичні і випадкові складові

$$\Omega_b^{nb\ np} = \Omega_b^{nb} + \Delta\Omega.$$

Похибки оцінки орієнтації, викликані похибками позиційних датчиків, врахуємо в корекційному сигналі, позначивши їх через S : $S = \Delta C_{кор\ f}^{bn}$ (див. формулу (2.11)).

$$\dot{C}_{np}^{bn} = (\Omega_b^{nb} + \Delta\Omega) C_{np}^{bn} - K \Delta C^f;$$

$$\Delta C^f = C_{np}^{bn} - C_f^{bn} = C_{id}^{bn} + \Delta C - C_{id}^{bn} + S = \Delta C + S, \Delta C = C_{np}^{bn} - C_{id}^{bn}$$

Перепишемо рівняння роботи алгоритму одного ІВБ:

$$\dot{C}_{np}^{bn} = (\Omega_b^{nb} + \Delta\Omega) C_{np}^{bn} - K \Delta C + KS;$$

$$\frac{d}{dt} (C_{id}^{bn} + \Delta C) = (\Omega_b^{nb} + \Delta\Omega) (C_{id}^{bn} + \Delta C) - K \Delta C + KS;$$

$$\dot{C}_{id}^{bn} + \Delta \dot{C} = \Omega_b^{nb} C_{id}^{bn} + \Omega_b^{nb} \Delta C + \Delta\Omega C_{id}^{bn} + \Delta\Omega \Delta C - K \Delta C + KS.$$

Відніmemo з останнього рівняння вираз для ідеальної роботи алгоритму одного ІВБ (без похибок ДКШ, акселерометрів та магнітометрів) - $\dot{C}_{id}^{bn} = \Omega_b^{nb} C_{id}^{bn}$.
Отримаємо наступне рівняння похибок:

$$\Delta \dot{C} = \Omega_b^{nb} \Delta C + \Delta\Omega C_{id}^{bn} - K \Delta C + KS + \Delta\Omega \Delta C. \quad (2.12)$$

Детальне виведення і спрощення рівняння похибок приведено в Додатку А. Тут далі наведено остаточний результат, котрий буде використовуватися для аналізу. Відповідно до додатку А рівняння похибок матиме вигляд:

$$\begin{cases} \dot{\chi} = -\omega_y \alpha + \omega_x \beta + \Delta\omega_z + k(t)(-\chi + S_\chi); \\ \dot{\beta} = \omega_z \alpha - \omega_x \chi + \Delta\omega_y - k(t)(\beta + S_\beta); \\ \dot{\alpha} = -\omega_z \beta + \omega_y \chi + \Delta\omega_x + k(t)(-\alpha + S_\alpha). \end{cases} \quad (2.13)$$

У (2.13) використано позначення S_χ , S_β , S_α , що виражають вплив похибок акселерометрів та магнітометрів на оцінку орієнтації ІВБ. Дані позначення розшифровуються:

$$S_\chi = s_{12}c_{22} + s_{13}c_{23}, \quad S_\beta = s_{12}c_{32} + s_{13}c_{33}, \quad S_\alpha = s_{22}c_{32} + s_{32}c_{33}.$$

Запишемо в операторному вигляді та перегрупуємо систему (2.13) для того, щоб отримати розв'язок:

$$\begin{cases} \chi(p)(p + k(p)) - \omega_x \beta(p) + \omega_y \alpha(p) = \Delta\omega_z + k(t)S_\chi; \\ \omega_x \chi(p) + \beta(p)(p + k(p)) - \omega_z \alpha(p) = \Delta\omega_y - k(t)S_\beta; \\ -\omega_y \chi(p) + \omega_z \beta(p) + \alpha(p)(p + k(p)) = \Delta\omega_x + k(t)S_\alpha. \end{cases}$$

Головний визначник цієї системи має вигляд

$$\Delta_{\text{гол}} = \begin{vmatrix} p+k & -\omega_x & \omega_y \\ \omega_x & p+k & -\omega_z \\ -\omega_y & \omega_z & p+k \end{vmatrix} = (p+k)^3 + \omega_x \omega_z \omega_y - \omega_x \omega_z \omega_y + (p+k)\omega_y^2 + (p+k)\omega_x^2 + (p+k)\omega_z^2 = (p+k)^3 + (p+k)(\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2) = (p+k)[p^2 + 2pk + k^2 + \omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2]$$

Для зменшення тексту викладок розглянемо далі розв'язок для похибки χ .

$$\begin{aligned} \Delta_\chi &= \begin{vmatrix} \Delta\omega_z + kS_\chi & -\omega_x & \omega_y \\ \Delta\omega_y - kS_\beta & p+k & -\omega_z \\ \Delta\omega_x + kS_\alpha & \omega_z & p+k \end{vmatrix} = (p+k)^2 (\Delta\omega_z + kS_\chi) + \omega_z \omega_y (\Delta\omega_y - kS_\beta) + \\ &+ \omega_x \omega_z (\Delta\omega_x + kS_\alpha) - \omega_y (p+k) (\Delta\omega_x + kS_\alpha) + \\ &+ \omega_x (p+k) (\Delta\omega_y - kS_\beta) + \omega_z^2 (\Delta\omega_z + kS_\chi). \end{aligned} \quad (2.14)$$

Будемо вважати, що $S_\chi = S_\beta = S_\alpha = s$ та $\Delta\omega_x = \Delta\omega_y = \Delta\omega_z = \Delta\omega$. Спростимо вираз (2.14), використовуючи приведені припущення:

$$\begin{aligned}
\Delta_\chi &= (p+k)^2 (\Delta\omega + ks) + \omega_z \omega_y (\Delta\omega - ks) + \omega_x \omega_z (\Delta\omega + ks) - \omega_y (p+k) (\Delta\omega + ks) + \\
&+ \omega_x (p+k) (\Delta\omega - ks) + \omega_z^2 (\Delta\omega + ks) = \\
&= (\Delta\omega + ks) \left[p^2 + 2pk + k^2 + \omega_x \omega_z - \omega_y (p+k) + \omega_z^2 \right] + (\Delta\omega - ks) \left[\omega_z \omega_y + \omega_x (p+k) \right] = \\
&= \Delta\omega \left[p^2 + 2pk + k^2 + \omega_x \omega_z - \omega_y (p+k) + \omega_z^2 + \omega_z \omega_y + \omega_x (p+k) \right] + \\
&+ ks \left[p^2 + 2pk + k^2 + \omega_x \omega_z - \omega_y (p+k) + \omega_z^2 - \omega_z \omega_y - \omega_x (p+k) \right] = \\
&= \Delta\omega \left[p^2 + p(2k - \omega_y + \omega_x) + k^2 + k(2\omega_x - \omega_y) + \omega_z^2 + \omega_x \omega_z + \omega_z \omega_y \right] + \\
&+ ks \left[p^2 + p(2k - \omega_y - \omega_x) + k^2 - k(\omega_y + \omega_x) + \omega_z^2 + \omega_x \omega_z - \omega_z \omega_y \right].
\end{aligned}$$

Отже, похибка визначення орієнтації сегмента χ має наступний вид:

$$\chi = \frac{\Delta_\chi}{\Delta_{\text{гол}}} = \frac{\Delta\omega \left[p^2 + p(2k - \omega_y + \omega_x) + k^2 + k(2\omega_x - \omega_y) + \omega_z^2 + \omega_x \omega_z + \omega_z \omega_y \right] + ks \left[p^2 + p(2k - \omega_y - \omega_x) + k^2 - k(\omega_y + \omega_x) + \omega_z^2 + \omega_x \omega_z - \omega_z \omega_y \right]}{(p+k) \left[p^2 + 2pk + k^2 + \omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2 \right]}. \quad (2.15)$$

З розв'язку (2.15) видно, що аналітично знайти характер похибки складно. Досить просто це можливо лише при постійному значенні коефіцієнта корекції ($k = \text{const}$). При цьому аналітичний опис можливий тільки для найпростіших моделей похибок чутливих елементів $\Delta\omega$ та s . Розглянемо похибку системи в усталеному режим ($p \rightarrow 0, t \rightarrow \infty$):

$$\begin{aligned}
\chi_{\text{уст}} &= \frac{\Delta\omega \left[k^2 + k(2\omega_x - \omega_y) + \omega_z^2 + \omega_x \omega_z + \omega_z \omega_y \right] + ks \left[k^2 - k(\omega_y + \omega_x) + \omega_z^2 + \omega_x \omega_z - \omega_z \omega_y \right]}{k \left[k^2 + \omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2 \right]} = \\
&= \frac{\Delta\omega \left[\frac{1}{k} + \frac{(2\omega_x - \omega_y)}{k^2} + \frac{\omega_z^2 + \omega_x \omega_z + \omega_z \omega_y}{k^3} \right] + s \left[1 - \frac{(\omega_y + \omega_x)}{k} + \frac{\omega_z^2 + \omega_x \omega_z - \omega_z \omega_y}{k^2} \right]}{\left[1 + \frac{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2}{k^2} \right]}. \quad (2.16)
\end{aligned}$$

З виразу (2.16) видно, що в усталеному русі похибка системи залежить від характеру руху, величини похибок чутливих елементів та величини коефіцієнта корекції. Чим сильніша корекція (чим більше значення k), тим менше на похибку алгоритму впливає характер руху сегмента та похибки ДКШ. При цьому з (2.16) добре видно, що при будь-якому законі керування похибки позиційних датчиків (особливо статичні) передаються на вихід алгоритму ІВБ без змін. Величина коефіцієнта корекції характеризує вклад в оцінку орієнтації сегмента відповідного типу датчиків. Чим менше k , тим більший вклад у вихідний сигнал алгоритму вносить складова алгоритму, що базується на використанні сигналів ДКШ. Чим більше значення k , тим більший вклад у вихідний сигнал алгоритму вносить складова алгоритму, що оцінює орієнтацію за сигналами позиційних датчиків.

Потрібно також сказати про взаємозв'язок характеру та часу перехідного процесу в залежності від величини коефіцієнта корекції. З (2.15) видно, що при $k = \text{const}$, в системі точно існує один аперіодичний корінь. Два інших корені можуть бути комплексно спряженими за певних умов. Чим більше k , тим менша стала часу системи $T = \frac{1}{k}$, яка визначає перехідний процес, що відповідає кореневі $p = -k$. Це також призводить до збільшення степеня затухання навіть при наявності комплексно-спряжених коренів у знаменнику виразу (2.15). Це значить, що зі збільшенням коефіцієнта корекції зменшується час перехідного процесу, а система швидше встановлює вихідну оцінку орієнтації сегмента за сигналами позиційних датчиків. При інших законах зміни характер перехідного процесу буде змінюватися, а також можливо зменшити вплив похибок ДКШ на оцінку орієнтації ІВБ (наприклад, підняти степінь астатизму системи корекції). Проте похибка (особлива статична), яку вносять позиційні датчики (акселерометри та магнітометри) ніяк не залежить від характеру закону зміни коефіцієнта корекції.

На основі сигналів акселерометрів виконують корекцію оцінки орієнтації сегмента в глобальній СК відносно площини горизонту [55]. При цьому оцінка акселерометрів базується на тому, що вони в статиці показують напрямом

місцевої вертикалі. Коли ж об'єкт, на якому встановлений акселерометр, починає рухатися з прискоренням, то акселерометр буде вказувати напрямок уявної вертикалі. Тобто динамічні рухи об'єкта при використанні вище розглядуваного узагальненого алгоритму визначення орієнтації призводять до наявності похибок від дії прискорення. Рівень таких похибок може сягати значних величин, що визначаються як $\beta = \arctg \frac{w}{g'}$ [55]. Хоч такі відхилення досить просто ідентифікуються і в цей час систему можна використовувати тільки інтегруючи покази ДКШ, проте при досить довгій роботі у такому режимі алгоритм визначення орієнтації сегмента накопичить значну похибку із-за дрейфа ДКШ $\Delta\omega$.

Також на таку систему можуть впливати збурення, що поширюються через магнітний канал. Це питання добре розкрито в роботах [56, 64]. Класичним способом [56, 68] обмеження впливу магнітних збурень є детектування розбіжності величини скаляра магнітного поля Землі і відповідне зменшення коефіцієнта (-ів) корекції K . Проте такий підхід не дає змоги усунути перехресний вплив магнітного каналу алгоритму оцінки орієнтації сегмента на акселерометричний. Вирішенню цього питання присвячені роботи [67, 70], основні положення яких були викладені у попередньому пункті. Для цього було запропоновано розділення каналів корекції при побудові алгоритму для безплатформної курсовертикалі і показано два методи для вирішення цієї задачі.

Як видно з вищеописаного, актуальною є розробка алгоритму для ІСОПРЛ, котрий був би інваріантним до прискорень об'єкта та стійким до магнітних збурень.

2.2.2. Фільтр Калмана для алгоритму БКВ з розділенням каналів корекції

Алгоритм фільтра Калмана складається з двох етапів: стадії передбачення та стадії корекції.

1) Стадія передбачення

$$\dot{\vec{r}}_1 = \Omega_b^{bn} \cdot \vec{r}_1, \quad \vec{r}_1(0) = [0, 0, 1]^T,$$

$$\dot{\vec{r}}_2 = \Omega_b^{bn} \cdot \vec{r}_2, \quad \vec{r}_2(0) = [0, 1, 0]^T.$$

Проінтегрувати кінематичні рівняння можна, використовуючи різні алгоритми [34, с.62-66], проте один із найпростіших методів – це використання матричної експоненти. Тоді дискретний алгоритм матиме наступний вигляд:

$\Phi = e^{\Omega_b^{nb} h}$ – перехідна матриця, h – крок інтегрування,

$$\Omega_b^{nb} = \begin{bmatrix} 0 & \omega_z & -\omega_y \\ -\omega_z & 0 & \omega_x \\ \omega_y & -\omega_x & 0 \end{bmatrix}.$$

$$r_{1\ k+1/k} = \Phi \cdot r_{1\ k/k}.$$

$$r_{2\ k+1/k} = \Phi \cdot r_{2\ k/k},$$

де $r_{1\ k/k}, r_{2\ k/k}$ – 3-й та 2-й рядок МНК C^{nb} , отриманий на попередньому кроці алгоритму; $r_{1\ k+1/k}, r_{2\ k+1/k}$ – апіорна оцінка рядків МНК по вимірюваннях ДКШ.

Далі необхідно розрахувати апіорну коваріаційну матрицю похибок $P_{k+1/k}$

$$P_{1\ k+1/k} = \Phi \cdot P_{1\ k/k} \cdot \Phi^T + Q_1,$$

$$P_{2\ k+1/k} = \Phi \cdot P_{2\ k/k} \cdot \Phi^T + Q_2,$$

де Q_1, Q_2 – квадратні матриці дисперсій шумів ДКШ та акселерометрів; $P_{1\ k/k}, P_{2\ k/k}$ – коваріаційні матриці похибок оцінювання для акселерометрів та магнітометрів, розраховані на попередньому кроці.

2) Стадія корекції

а) Корекція за сигналами акселерометрів

$$K = P_{1\ k+1/k} \cdot (P_{1\ k+1/k} + R_1)^{-1};$$

$$r_{1\ k+1/k+1} = r_{1\ k+1/k} + K(y_1 - r_{1\ k+1/k});$$

$$P_{1\ k+1/k+1} = P_{1\ k+1/k} - K \cdot P_{1\ k+1/k},$$

де K – оптимальний коефіцієнт підсилення Калмана, R_1 – квадратна матриця дисперсій шумів акселерометрів, $P_{1\ k+1/k+1}$ – апостеріорна коваріаційна матриця похибок оцінювання, y_1 – сигнал вимірювань по даних акселерометрів.

б) Корекція за сигналами магнітометрів

$$y_{2\ k+1} = \frac{m^b - Z \cdot r_{1\ k+1/k+1}}{H};$$

$$K_2 = P_{2\ k+1/k} \left(P_{2\ k+1/k} + R_2 \right)^{-1};$$

$$r_{2\ k+1/k+1} = r_{2\ k+1/k} + K_2 \left(y_{2\ k+1} - r_{2\ k+1/k} \right);$$

$$P_{2\ k+1/k+1} = P_{2\ k+1/k} - K_2 \cdot P_{2\ k+1/k},$$

де m^b – результати вимірювання магнітометрів, K_2 – оптимальний коефіцієнт підсилення Калмана для корекції по магнітометрах, R_2 – квадратна матриця дисперсій шумів магнітометрів, $P_{2\ k+1/k+1}$ – апостеріорна коваріаційна матриця похибок оцінювання другого рядка МНК C^{nb} .

Як було сказано раніше, сигнали акселерометрів використовуються для корекції по кутах крену і тангажу, а магнітометри необхідно використовувати для корекції курсового каналу. Інформацію про курс несе горизонтальна складова індукції магнітного поля Землі, а тому при формуванні корекції по магнітометрах потрібно певним чином позбавитися від впливу вертикальної складової. Один із варіантів був показаний вище, але в даному алгоритмі можна позбавитися від вертикальної складової магнітного поля без апріорних відомостей про нього і формувати сигнал корекції лише на основі даних про горизонтальну складову магнітного поля Землі. Можливість такої реалізації найпростіше продемонструвати з використанням МНК послідовних переходів для кінематики на рис.2.6:

$$\xi\eta\zeta(x_0y_0z_0) \xrightarrow{A} x_1y_1z_1 \xrightarrow{\vartheta} x_2y_2z_2 \xrightarrow{\gamma} XYZ.$$

Кожен такий перехід від однієї системи координат до іншої можна описати елементарною МНК:

C_A	ξ	η	ζ
x_1	$\cos A$	$-\sin A$	0
y_1	$\sin A$	$\cos A$	0
z_1	0	0	1

C_ϑ	x_1	y_1	z_1
x_2	$\cos \vartheta$	0	$\sin \vartheta$
y_2	0	1	0
z_2	$-\sin \vartheta$	0	$\cos \vartheta$

C_γ	x_1	y_1	z_1
X	1	0	0
Y	0	$\cos \gamma$	$\sin \gamma$
Z	0	$-\sin \gamma$	$\cos \gamma$

Сумарний перехід записується як $C^{bn} = C_\gamma C_\vartheta C_A$. Для пояснення принципу формування сигналу корекції необхідно звернути увагу на систему координат $x_1 y_1 z_1$ та матриці C_A (перехід між $\xi \eta \zeta$ та $x_1 y_1 z_1$), $C_{\vartheta\gamma} = C_\vartheta C_\gamma$ (перехід між $x_1 y_1 z_1$ та XYZ). З вищенаведених формул для МНК добре видно, що матриця C_A залежить лише від кута курсу, а матриця $C_{\vartheta\gamma}$ – кутів крену і тангажу, а система координат $x_1 y_1 z_1$ повернута відносно $\xi \eta \zeta$ навколо вертикальної вісі ζ на кут курсу. Можна сказати, що необхідно добитися такого формування сигналу корекції, щоб ці дві складові повороту оцінювалися незалежно. Перший етап корекції виконується за сигналами акселерометрів, а тому зрозуміло, що після цього етапу можна оцінити складову повороту $C_{\vartheta\gamma}$. Використовуючи цю інформацію, необхідно перепроєктувати сигнал вимірювань магнітометрів в систему $x_1 y_1 z_1$. У цій системі координат сигнал буде складатися з двох горизонтальних проєкцій магнітного поля H_{x1} та H_{y1} , та вертикальної складової Z_{z1} . Дана вертикальна складова така ж сама як і у вихідній системі координат $\xi \eta \zeta$. Маючи такий перепроєктований вектор $m_{x1y1z1} = (H_{x1}; H_{y1}; Z_{z1})^T$, ми можемо створити сигнал з магнітометрів, який залежить лише від інформаційної горизонтальної складової магнітного поля Землі. Тобто, для цього необхідно обнулити третю складову вектора $m_{x1y1z1} - Z_{z1}$. Тоді ми отримаємо корегований вектор вимірювань магнітного поля $m_{x1y1z1}^{\text{кор}} = (H_{x1}; H_{y1}; 0)^T$. Щоб виконати корекцію по вищенаведеному алгоритму, потрібно мати вимірювання у зв'язаній системі координат. А тому сформуємо корегований сигнал магнітометрів, перепроєктувавши $m_{x1y1z1}^{\text{кор}}$ у зв'язану систему координат:

$$m_{XYZ}^{\text{кор}} = (C_{\vartheta\gamma})^T m_{x1y1z1}^{\text{кор}}. \quad (2.17)$$

Для обчислення $m_{XYZ}^{\text{кор}}$ в даному алгоритмі необхідно використовувати як значення матриці C_{zy} оцінку матриці C^{bn} , отриману на першому етапі корекції алгоритму.

Принцип розділення каналів корекції безплатформної курсовертикалі полягає у тому, що для корекції безплатформної курсовертикалі використовуються сигнали акселерометрів та модифіковані сигнали магнітометрів, у яких на основі акселерометричного каналу виконано обнулення вертикальної складової вектора індукції МПЗ без необхідності використання апріорних даних.

Модельні дослідження і підтвердження сформульованого принципу розділення каналів корекції приведено в додатку Д.

2.3. Алгоритм інерціальної системи оцінки кінематичних параметрів руху людини нечутливий, до прискореного руху об'єкта

2.3.1. Алгоритм БІНС в географічній системі координат

З огляду літературних джерел, та як показано в пункті 2.2, видно, що алгоритми, які використовуються в існуючих ІСОПРЛ, мають значні похибки, викликані прискореним рухом сегментів тіла людини.

З теорії інерціальної навігації відомо, що системи, налаштовані на період Шулера, являються незбурюваними (інваріантними) відносними прискореннями об'єкта [34]. Системи інерціальної навігації використовують прецизійні гіроскопічні чутливі елементи та акселерометри, і безпосереднє використання їх алгоритмів для мікромеханічних чутливих елементів призводить до наявності занадто великих похибок визначення орієнтації, швидкості та переміщення об'єкта. Для усунення похибок необхідно виконувати корекцію показів інерціальних систем за певними зовнішніми сигналами. Опишемо вихідний алгоритм роботи одного ІВБ та розглянемо формування корекційних сигналів на основі біомеханічної моделі скелету людини.

Розглядувані системи використовують мініатюрні чутливі елементи, які жорстко закріплюються на об'єкті дослідження. Це означає, що для оцінки кінематичних параметрів об'єкта установки системи даного типу мають використовувати алгоритми безплатформних систем. Для використовуваних в системах даного типу мініатюрних датчиків (мікромеханічних ДКШ та акселерометрів, магнітометрів) навігаційною (глобальною) системою координат є географічна система координат. Використаємо в якості основного алгоритму роботи одного ІВБ алгоритм безплатформної інерціальної навігаційної системи (БІНС) в географічній системі координат (ГСК) [34]. Базовий алгоритм безплатформної системи приведений в додатку Б.

Для коректної роботи алгоритму за рівняннями (Д.Б.1)-(Д.Б.6), приведеними в додатку Б, потрібно знати широту та довготу, на яких рухається об'єкт. Для їх обчислення необхідно користуватися наступними формулами:

$$\phi = \phi_0 + p_N / R, \quad \lambda = \lambda_0 + p_E / R \cos \phi, \quad (2.18)$$

де ϕ_0 - значення широти місця в момент запуску системи; λ_0 - значення довготи місця в момент запуску системи; p_N , p_E — лінійні переміщення в північному і східному напрямку з моменту запуску БІНС.

Приведений алгоритм БІНС для своєї коректної роботи потребує визначення початкових умов. Це виконується на етапі початкової виставки після калібровки інерціальної системи оцінки параметрів руху. На даному етапі отримують оцінку початкової орієнтації кожного сегмента біомеханічної моделі, використовуючи алгоритм безплатформної курсовертикалі. Знаючи орієнтацію кожного сегмента та використовуючи прийняту біомеханічну модель, виконується розрахунок початкових позицій сегментів скелету.

Так як сигнали інерціальних чутливих елементів містять похибки, викликані шумами, неконтрольованими зміщенням нуля або похибками виставки датчиків, то інтегрування даних з інерціальних датчиків призводить до появи наростаючих в часі похибок. Похибки роботи системи протягом 30 хвилин, побудованої з використанням типових чутливих елементів (як в модулях MTi-10 від XSSENS) показані на рис.2.8. Даний модуль містить два двохвісні акселерометри ADXL203

та три одновісні гіроскопічні датчики кутової швидкості ADXRS620. Основними характеристиками, що впливають на точність, є нестабільність зміщення нуля та спектральна щільність шуму датчиків. Основні характеристики вказаних чутливих елементів приведені в таблиці 2.3.

Щоб скорегувати розраховані по алгоритму БІНС орієнтацію, швидкість і позицію, необхідно використовувати певне зовнішнє джерело інформації про параметри системи. Таку інформацію можна отримати, використовуючи знання про біомеханічну модель скелету людини, частину інформації алгоритму БІНС та вихідні сигнали чутливих елементів.

Таблиця 2.3. Характеристики чутливих елементів модулів MTi-10 від XSSENS

Характеристика	Гіроскопічні датчики кутової швидкості	Акселерометри
Діапазон вимірювання	$450 \text{ }^{\circ}/\text{с}$	$50 \text{ м}/\text{с}^2$
Нестабільність зміщення нуля в поточному запуску	$18 \text{ }^{\circ}/\text{год}$	40 мкг
Повторюваність зміщення нуля (1 рік)	$0,2\text{-}0,5 \text{ }^{\circ}/\text{с}$	$0,03\text{-}0,05 \text{ м}/\text{с}^2$
Смуга пропускання BW (на рівні -3дБ)	415 Гц	375 Гц
Спектральна щільність шуму SD	$0,03\text{-}0,05 \text{ }^{\circ}/\text{с}/\sqrt{\text{Гц}}$	$80\text{-}150 \text{ мкг}/\sqrt{\text{Гц}}$
Нелінійність статичної характеристики	0,01%	0,03%

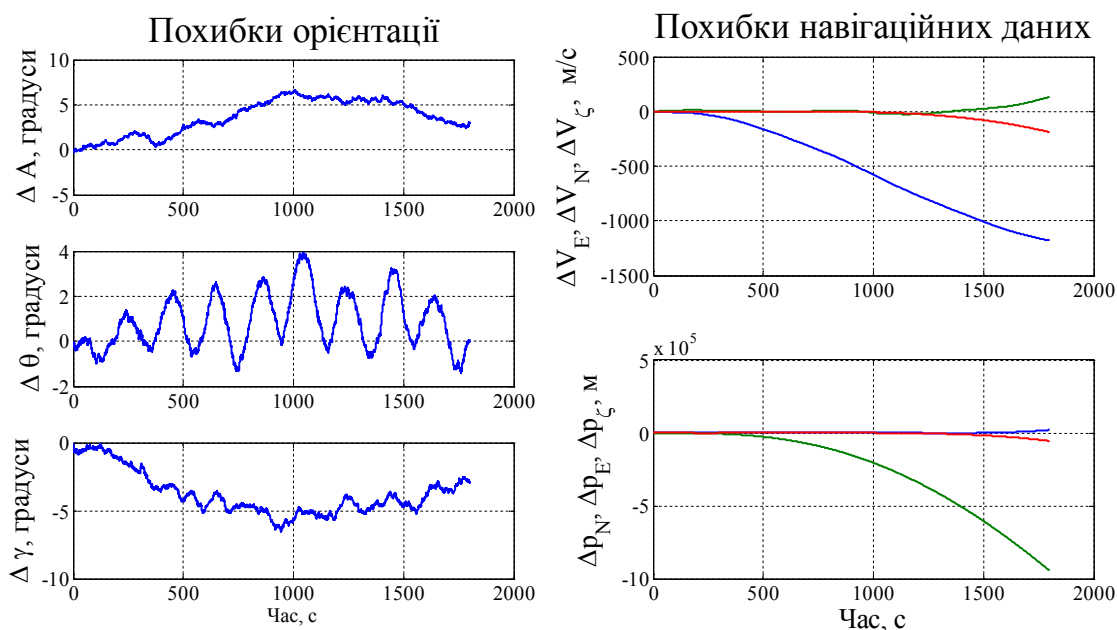


Рис.2.8. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВБ при використанні алгоритму БІНС в географічній системі координат без корекції

2.3.2. Розробка алгоритму оцінювання параметрів руху з використанням комплексної обробки даних

Вихідною інформацією системи оцінки параметрів руху людини є лінійні швидкості та переміщення сегментів, кутові швидкості та прискорення сегментів, суглобові кути. Ці дані отримуються з використанням біомеханічної моделі скелету та даних з ІВБ. Сигнали з чутливих елементів ІВБ є базою для створення алгоритму розрахунку необхідних параметрів на основі даних роботи інерціальних алгоритмів визначення параметрів орієнтації та переміщень сегментів людського тіла. Інформація про кутові швидкості сегментів отримується безпосередньо з датчиків кутової швидкості відповідного ІВБ. Прискорення сегмента можна розрахувати, віднявши з показів акселерометрів ІВБ проекції прискорення сили земного тяжіння. Тобто, необхідно знати орієнтацію сегмента в навігаційній системі координат. Для визначення орієнтації сегмента, його лінійних швидкостей та переміщень використаємо алгоритм, описаний у п.2.3.1.

Узагальнена схема алгоритму комплексної обробки даних на основі даних алгоритму БІНС та сигналів, отриманих на основі біомеханічної моделі, для i -го сегменту показано на рис.2.9. У даній схемі використана замкнута схема комплексування БІНС на базі аперіодичного фільтра. Різницеві сигнали ΔV_{Ei} , ΔV_{Ni} , $\Delta V_{\zeta i}$, Δp_{Ei} , Δp_{Ni} , $\Delta p_{\zeta i}$ проходять через фільтр з передатною функцією виду $W(p) = \frac{1}{Tp+1}$, а далі відфільтровані сигнали $\Delta \tilde{V}_{Ei}$, $\Delta \tilde{V}_{Ni}$, $\Delta \tilde{V}_{\zeta i}$, $\Delta \tilde{p}_{Ei}$, $\Delta \tilde{p}_{Ni}$, $\Delta \tilde{p}_{\zeta i}$ використовуються в алгоритмі роботи БІНС згідно схеми на рис.2.10.

На рис.2.9 використано наступні позначення: C_i^{gb} , $\bar{\omega}_i$ - матриця напрямних косинусів ІВБ та абсолютна кутова швидкість поточного сегмента; C_j^{gb} , $\bar{\omega}_j$ - матриці напрямних косинусів ІВБ та абсолютні кутові швидкості інших сегментів тіла людини; V_{Ei}^{sc} , V_{Ni}^{sc} , $V_{\zeta i}^{sc}$, p_{Ei}^{sc} , p_{Ni}^{sc} , $p_{\zeta i}^{sc}$ - лінійні швидкості та переміщення сегментів, отримані на основі біомеханічної моделі скелету; V_{Ei}^n , V_{Ni}^n , $V_{\zeta i}^n$, p_{Ei}^n , p_{Ni}^n , $p_{\zeta i}^n$ - лінійні швидкості та переміщення сегментів, отримані з алгоритму БІНС для ІВБ, установленому на поточному сегменті.

Довжини сегментів

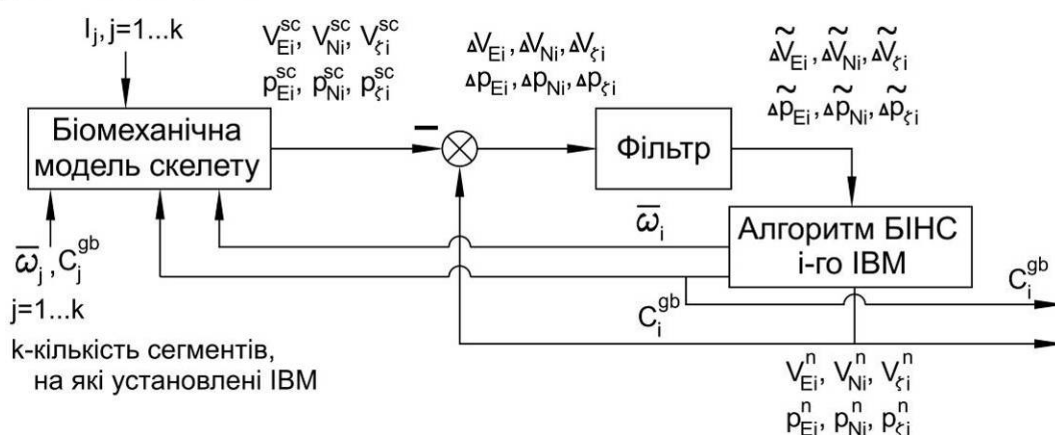


Рис.2.9. Схема комплексної обробки даних в алгоритмі одного з ІВБ системи оцінки параметрів руху людини

Коректуючі впливи можна формувати різним чином. У даній роботі пропонується використовувати всі наявні різницеві сигнали. У комплексному алгоритмі оцінки похибок швидкості $\Delta\tilde{V}_{Ei}$, $\Delta\tilde{V}_{Ni}$, $\Delta\tilde{V}_{\zeta i}$ використано для формування:

а) коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_1 в сигнали для інтегрування рівнянь Пуассона

$$\begin{aligned}\omega_{\xi} &= -V_N / (R + h) - k_{1e} (-\Delta\tilde{V}_{Ni}) / (R + h); \\ \omega_{\eta} &= V_E / (R + h) + u \cos \phi - k_{1n} \cdot \Delta\tilde{V}_{Ei} / (R + h); \\ \omega_{\zeta} &= (V_E / (R + h)) \operatorname{tg} \phi + u \sin \phi - k_{1h} \cdot (\Delta\tilde{V}_{Ei} / (R + h)) \operatorname{tg} \phi;\end{aligned}$$

б) коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_2 на вході інтеграторів прискорення

$$\begin{cases} \dot{V}_E = a_{\xi} + (u \sin \phi + \omega_{\zeta}) V_N - (u \cos \phi + \omega_{\eta}) V_{\zeta} - k_{2e} \Delta\tilde{V}_{Ei}, \\ \dot{V}_N = a_{\eta} - (u \sin \phi + \omega_{\zeta}) V_E + \omega_{\xi} V_{\zeta} - k_{2n} \Delta\tilde{V}_{Ni}, \\ \dot{V}_{\zeta} = a_{\zeta} - \omega_{\xi} V_N + (u \cos \phi + \omega_{\eta}) V_E + g - k_{2h} \Delta\tilde{V}_{\zeta i}. \end{cases}$$

Оцінки похибок переміщень $\Delta\tilde{p}_{Ei}$, $\Delta\tilde{p}_{Ni}$, $\Delta\tilde{p}_{\zeta i}$ використано для формування:

а) коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_6 на вході інтеграторів швидкості

$$\begin{aligned}\Delta\tilde{\phi} &= \Delta\tilde{p}_{Ni} / (R + h), \quad \Delta\tilde{\lambda} = \Delta\tilde{p}_{Ei} / ((R + h) \cos \phi). \\ \begin{cases} \dot{V}_E = a_{\xi} + (u \sin \phi + \omega_{\zeta}) V_N - (u \cos \phi + \omega_{\eta}) V_{\zeta} - k_{2e} \Delta\tilde{V}_{Ei} - k_{6e} \Delta\tilde{\lambda}, \\ \dot{V}_N = a_{\eta} - (u \sin \phi + \omega_{\zeta}) V_E + \omega_{\xi} V_{\zeta} - k_{2n} \Delta\tilde{V}_{Ni} - k_{6n} \Delta\tilde{\phi}, \\ \dot{V}_{\zeta} = a_{\zeta} - \omega_{\xi} V_N + (u \cos \phi + \omega_{\eta}) V_E + g - k_{2h} \Delta\tilde{V}_{\zeta i} - k_{6h} \Delta\tilde{p}_{\zeta}. \end{cases}\end{aligned}$$

б) коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_7 на вході інтеграторів позиційних даних

$$\dot{\phi} = V_N / (R + h) - k_{7\phi} \Delta\tilde{\phi}, \quad \dot{\lambda} = V_E / ((R + h) \cos \phi) - k_{7\lambda} \Delta\tilde{\lambda}, \quad \dot{h} = V_{\zeta} - k_{7h} \Delta\tilde{p}_{\zeta}.$$

Розрахунок лінійних переміщень виконують згідно формул

положення і кутової орієнтації ланок кінематичного ланцюга відносно своїх батьківських вузлів, необхідно з кожною ланкою жорстко зв'язати систему координат згідно таблиці 2.2 та рис. 2.3. Опис положення виконується на основі даних про орієнтацію однієї зв'язаної системи координат відносно батьківської і врешті-решт відносно глобальної системи координат.

Опишемо формування позиційного сигналу з використанням біомеханічної моделі на прикладі правої нижньої кінцівки. Переміщення кінцевого вузла правого стегна знаходять:

$$\bar{P}_{7r} = \bar{P}_{6r} + C_{6r}^{gb} \cdot \bar{l}_{6r-7r}, \quad (2.19)$$

де \bar{P}_{6r} - переміщення вузла 6г правої частини таза (батьківського сегмента);

$\bar{l}_{6r-7r} = [0 \quad -l_{6r-7r} \quad 0]^T$ - вектор, що визначає довжину сегмента в проекціях на

осі зв'язаної СК; $C_{6r}^{gb} = C_{6rIMU}^{gb} \cdot C_{6rCLBR}$ - МНК, що описує орієнтацію правого

стегна в навігаційній СК; C_{6rIMU}^{gb} - орієнтація, оцінена з даних чутливих елементів

ІВБ, що встановлюється на правому стегні; C_{6rCLBR} - калібровочна матриця,

котра описує відхилення осей СК $X_{6r}Y_{6r}Z_{6r}$, зв'язаної з ІВБ, від анатомічної.

Дана матриця визначається на етапі калібровки інерціальної СОПРЛ [36].

Переміщення вузла 6г правої частини тазу можна знайти аналогічно (2.19):

$$\bar{P}_{6r} = \bar{P}_0 + C_0^{gb} \cdot \bar{l}_{0-6r},$$

де \bar{P}_0 - переміщення кореневого вузла тазового сегменту, яке визначається з

використанням алгоритму БІНС чи за сигналами зовнішньої системи (оптичної, магнітної або радіотехнічної), чи дорівнює 0 при відсутності переміщення людини

в досліджуваному просторі; $\bar{l}_{0-6r} = [0 \quad 0 \quad l_{0-6r}]^T$ - вектор, що визначає довжину

сегмента в проекціях на осі зв'язаної СК $X_0Y_0Z_0$; C_0^{gb} - МНК, що описує

орієнтацію таза в навігаційній СК.

Приймаючи за батьківський сегмент праве стегно 6г-7г, аналогічно можна оцінити переміщення для гомілки:

$$\bar{P}_{8r} = \bar{P}_{7r} + C_{7r}^{gb} \cdot \bar{l}_{7r-8r}. \quad (2.20)$$

Для правої ступні в ролі батьківського виступає гомілка 7r-8r, а її переміщення записується як $\bar{P}_{9r} = \bar{P}_{8r} + C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r}$.

Покажемо знаходження сигналу лінійної швидкості лише для правого стегна. Для інших сегментів ця процедура буде аналогічна, бо будується на використанні взаємовідносин між сегментами типу батько-нащадок.

$$\bar{V}_{7r} = \bar{V}_{6r} + C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}), \quad (2.21)$$

де $\bar{V}_{6r} = \bar{V}_0$ - абсолютна швидкість тазового вузла (батьківський сегмент) в проекціях на осі навігаційної СК, яка визначається з алгоритму БНС, чи з сигналів зовнішньої системи чи дорівнює 0 при нерухомому тазі; $C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r})$ - вираз, що описує локальну лінійну швидкість колінного суглобу (є кінцевою точкою правого стегна) у проекціях на осі навігаційної СК; $\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}$ - локальна лінійна швидкість колінного суглобу у зв'язаній СК, знаходиться як векторний добуток; $\bar{\omega}_{6r}$ - кутова швидкість правого стегна в проекціях на осі зв'язаної СК $X_{6r}Y_{6r}Z_{6r}$. Використовуючи біомеханічну модель скелету, зображену на рис. 2.3 та охарактеризовану в таблицях 2.1 та 2.2, аналогічно до рівнянь (2.19)-(2.21) можна отримати інформацію про переміщення і лінійну швидкість елементів моделі. Ці сигнали дозволяють сформувати корекційні сигнали і використати їх за допомогою спеціальних алгоритмів для зменшення похибок показаних, на рис.2.8.

У додатку В приведено процедуру оцінки рівня похибок визначення переміщення і швидкості на основі біомеханічної моделі скелету людини (рис. 2.3). Дана оцінка виконана для кінцевого вузла нижньої кінцівки (вузол 9r правої ступні). При виконанні оцінки рівня похибок використовувалися наступні припущення:

- 1) об'єкт дослідження не здійснює переміщень у навігаційній системі координат ($\bar{P}_0 = 0$, $\bar{V}_0 = 0$). Це є справедливим для багатьох медичних та ігрових задач;
- 2) максимальна кутова швидкість сегмента не перевищує 200 %/с;

- 3) похибки визначення довжин сегментів однакові і становлять $\Delta l_i = 0,01$ м;
- 4) ширина смуги пропускання чутливих елементів - 50 Гц;
- 5) величина СКВ похибки ДКШ становить $\sigma \approx 4,7 \cdot 10^{-3}$ рад/с;

Оцінку похибки визначення переміщення та швидкості на основі біомеханічної моделі було виконано для двох рівнів :

- 1) для значень похибок орієнтації $\Delta\theta = \Delta\gamma = \Delta A = 5^\circ$:

$$|\Delta \bar{P}_{9r}| \approx 0,095 \text{ м}, \quad |\Delta \bar{V}_{9r}| \approx 0,32 \text{ м/с}.$$

- 2) для значень похибок орієнтації $\Delta\theta$, $\Delta\gamma$, ΔA , які не перевищують $0,5^\circ$ (відповідають похибкам роботи безплатформної курсовертикалі в статичному режимі):

$$|\Delta \bar{P}_{9r}| \approx 0,024 \text{ м}, \quad |\Delta \bar{V}_{9r}| \approx 0,069 \text{ м/с}.$$

Ці результати добре узгоджуються з експериментальними результатами, котрі доступні у роботі [27, 46]. Отримані значення похибок являються значенням випадкових похибок на рівні 3σ . Виконуючи моделювання роботи комплексного алгоритму, даний результат можна використати для задавання рівня дисперсії випадкових похибок розрахунку швидкостей та переміщень з використанням біомеханічної моделі скелету людини.

Результати роботи запропонованого алгоритму показані на рис. 2.11. Детальне дослідження розробленого алгоритму виконано в розділі 4.

Результати представлених досліджень наведені у працях [67, 70-77].

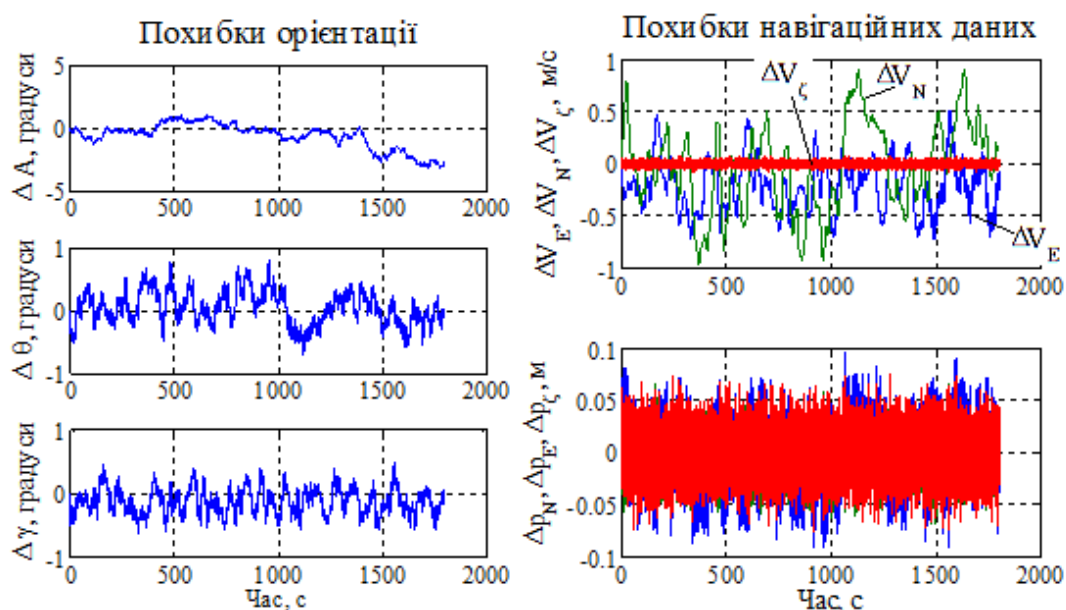


Рис.2.11. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВБ при використанні комплексного алгоритму (коректуючі коефіцієнти: $k_{1e} = -2000$; $k_{1n} = -4000$; $k_{1h} = -2000$; $k_{2e} = 0,1$; $k_{2n} = 0,1$; $k_{2h} = 0,1$; $k_{6e} = 0$; $k_{6n} = 0$; $k_{6h} = 10$; $k_{7\phi} = 10$; $k_{7\lambda} = 10$; $k_{7h} = 10$; наявні коректуючі сигнали на виходах інтеграторів позиційних даних)

Висновки до розділу 2

1) Описано біомеханічну модель скелета, що складається з 18 сегментів-кісток та 15 суглобів. Охарактеризовано сегменти та суглоби, що в ній використовуються.

2) Розроблено спрощену модель похибок алгоритму оцінки орієнтації безплатформної курсовертикалі. За допомогою моделі похибок показано вплив похибок чутливих елементів БКВ на похибки алгоритму оцінки орієнтації. Обґрунтовано необхідність розробки алгоритму інваріантного до прискорення кінцівок.

3) Сформульовано, теоретично обґрунтовано та підтверджено моделюванням принцип розділення каналів корекції безплатформної курсовертикалі, який полягає у використанні для корекції безплатформної курсовертикалі сигналів акселерометрів та модифікованих сигналів магнітометрів, у яких на основі даних акселерометричного каналу виконано обнулення вертикальної складової вектора індукції магнітного поля Землі без необхідності використання апріорних даних.

3) Розроблено інваріантний до прискореного руху кінцівок комплексний алгоритм БІНС для використання в ІСОПРЛ, який використовує корекційні сигнали по швидкості та переміщенню, сформовані на основі біомеханічної моделі скелету людини. Запропонований алгоритм вперше застосовано для оцінки кінематичних параметрів руху людини.

4) Розраховано корекційні сигнали по швидкостях і переміщеннях сегментів тіла людини, оцінено рівень похибок даного сигналу. Для похибок орієнтації сегментів у 5° оцінки похибок розрахунку швидкостей і переміщень (для рівня 3σ) на основі біомеханічної моделі становили відповідно 0,32 м/с і 0,095 м. Чисельне моделювання комплексного алгоритму одного ІВБ показало нечутливість алгоритму до збурень, які викликають відносні прискорення об'єкта.

Показано доцільність використання запропонованих сигналів для виконання корекції розробленого алгоритму. Введення коректуючих сигналів на основі біомеханічної моделі скелету дозволило підвищити точність визначення орієнтації відносно випадку роботи звичайного алгоритму БІНС.

РОЗДІЛ 3

КАЛІБРОВКА ЧУТЛИВИХ ЕЛЕМЕНТІВ ІНЕРЦІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ РУХУ ЛЮДИНИ

ІВБ БІНС складається з акселерометрів і гіроскопів, кожний з яких має свої індивідуальні характеристики у вигляді масштабного коефіцієнта, зсуву нуля, коефіцієнтів перехресних зв'язків і ряду інших параметрів. Крім того, при установці чутливих елементів у ІВБ в силу інструментальних похибок виготовлення виникають розбіжності осей чутливості елементів з базовими осями блоку. Для визначення вищезазначених параметрів математичних моделей вимірювачів з метою наступного їхнього врахування виконують процедуру калібрування.

Калібрування – це процедура визначення характеристик інерціальних чутливих елементів (ЧЕ) у результаті спеціально організованого процесу вимірювань вихідних сигналів і їхньої наступної обробки.

У сучасній літературі питанням калібрування присвячено безліч робіт, у яких запропоновано різноманітні алгоритми й методики визначення калібровочних параметрів [78, 79]. Існує багато методик калібрування, велика частина яких охарактеризована в роботах [79, 80]. У роботі [81] показано, що основними напрямками досліджень у калібруванні акселерометрів є: 1) дослідження калібрування методом вимірювання амплітуди переміщення й частоти; 2) дослідження калібрування за допомогою центрифуги; 3) дослідження гравітаційного калібрування.

На сучасному етапі можна виділити два напрямки в калібруванні: калібрування на виробництві та калібрування на діючих об'єктах в процесі роботи. Первинним і визначаючим точність чутливих елементів є калібрування на виробництві. Калібрування на діючих об'єктах в основному служить для уточнення існуючих калібровочних параметрів шляхом врахування частини параметрів, що змінюються від пуску до пуску та можуть бути розраховані без застосування спеціального високоточного обладнання. Хоч і розроблено багато різних методів калібрування на виробництві, проте двома основними

методиками виробничого калібрування є метод найменших квадратів (МНКв) та метод тестових поворотів [81].

Усі ці роботи використовують детерміновану модель сигналу й не враховують характер випадкової складової сигналу. У даному розділі пропонується розглянути можливості врахування стохастичних характеристик сигналів для покращення процесу калібрування.

Похибки інерціальних датчиків поділяють на детерміновані й випадкові. Детерміновані похибки описуються детермінованою математичною моделлю, яка жорстко зв'язує вхідні сигнали датчика з вихідними. У свою чергу, випадкові похибки інерціальних датчиків являють собою суму з декількох основних “кольорових шумів”, таких як шум квантування, білий шум, нестабільність нуля, шум випадкового блукання або випадковий дрейф [85]. Усі або деякі з них можуть бути присутніми у вихідних сигналах інерціальних датчиків.

Найкращими методами для ідентифікації стохастичних характеристик випадкових похибок датчиків є метод варіацій Алана та метод визначення спектральної щільності потужності [82]. Для визначення характеристик і складу шумів найзручніше підходить метод варіацій Алана. Згідно із цим методом оцінюється величина коваріації кожного джерела шуму. Це виконується за допомогою аналізу даних вимірювань, розраховуючи варіації Алана і будуючи графіки залежностей варіацій від часу осереднення (розміру кластера). Оцінені джерела шуму можна використати для створення моделі у формі простору станів. Це дозволяє використати їх у вигляді формуючого фільтра при створенні фільтра Калмана (ФК) [83].

Для калібрування інерціальних датчиків навігаційного класу точності з необхідною точністю підходять в основному методи калібрування в гравітаційнім полі. У роботі [84] автор стверджує, що більшість представлених у публікаціях методів калібрування блоків акселерометрів використовують 24 вимірювальних положень стенда в гравітаційнім полі відносно горизонтальної площини. Більшість представлених методів є векторними, але останнім часом усе більше авторів звертають увагу на методи, які в якості еталона для

калібрування використовують скалярну величину [89-99]. Скалярна величина зручна для калібрування блоку векторних датчиків тим, що її величина не залежить від положення блоку [81, 85, 86].

Методика скалярного калібрування представлена Ізмайловим А.Е. у його кандидатській дисертації [79]. Вона призначена для підвищення точності визначення коефіцієнтів математичної моделі сигналу навігаційних акселерометрів при одночасному зменшенні вимог до випробувального обладнання. В [85, 86] розглянуті основні особливості скалярного методу калібрування інерціального вимірювального модуля. Відзначено, що цей метод не пред'являє жорстких вимог до кутової виставки випробувального обладнання й виставки датчиків на випробувальному обладнанні. Автор роботи також зауважує, що необхідно мати досить високу точність виміру нормованих вихідних сигналів датчиків. В [86] автори стверджують, що на точність скалярного калібрування впливають похибки задання кутів поворотів випробувального обладнання. Для вирішення проблеми сингулярності, що виникає при роботі з матричними обчисленнями, авторами запропоновано перейти при розрахунках від кутів Ейлера-Крилова до кватерніонів.

Так як блок акселерометрів можна виставити в будь-яке положення в просторі, то завжди виникає питання про оптимальність програми калібрування. Оптимальності програм скалярного калібрування присвячені роботи [84, 88-90] (методи, описані в цих роботах, є аналогами скалярного калібрування, вони мають властивість інваріантності до похибок виставки й інструментальних похибок випробувального стенда). У роботі [90] також приведені результати оцінки коефіцієнтів моделі сигналу акселерометрів залежно від обсягів вибірки даних з датчиків.

У роботах [84, 94] детально розглядаються умови інваріантності рівнянь процесу калібрування блоку акселерометрів інерціальної навігаційної системи відносно малих похибок виставки блоку акселерометрів на випробувальному стенді й інструментальних похибок стенда. В [93] скалярний метод запропоновано використовувати для контролю й діагностики стану БІНС. Процес перевірок полягає в порівнянні обчислених оцінок значень нульових

сигналів, похибок масштабних коефіцієнтів і кутів неортогональностей датчиків з їхніми відповідними паспортними параметрами з урахуванням допусків до цих параметрів, що зберігаються у внутрішній пам'яті БІНС. Автори пропонують для цього використовувати спільно скалярний метод калібрування гіроскопів і акселерометрів, а також метод функціональних діагностичних моделей. У закордонній літературі автори теж використовують скаляр для калібрування датчиків. Тільки для їхньої школи характерно зводити дану задачу до задачі визначення параметрів калібровочного еліпсоїда [85, 94]. Знаходження параметрів такого еліпсоїда зводиться до ітераційної процедури пошуку оптимальних значень його коефіцієнтів на основі сигналів датчиків. Ці процедури досить трудомісткі й ресурсозатратні. У роботі [85] виконано порівняння ефективності методик оцінки параметрів калібровочного еліпсоїда. Робота [94] розширює застосування методики з використанням скалярів на калібрування магнітометрів.

У роботах [80, 84, 86, 93] була показана ефективність розробленої методики не тільки для калібрування акселерометрів, але й лазерних гіроскопів. Висока ефективність методики скалярного калібрування визначає інтерес у її застосуванні до навігаційних датчиків середньої й низької точності. Принципово математична модель датчиків середньої й низької точності не відрізняється від наведеної в [79], але в цих датчиків є похибки від перехресних зв'язків, порядок інших похибок може значно варіюватися. Безпосереднє використання методики для цих датчиків можливо, але потрібно сказати, що методика скалярного калібрування була розроблена для прецизійних датчиків і їх рівнів похибок. Тому актуальним є дослідження похибок методики для датчиків низької точності.

3.1. Вибір оптимальної математичної моделі чутливих елементів методом групового врахування аргументів

Метод групового урахування аргументів (МГУА) застосовується для ідентифікації структури моделі сигналу за результатами спостережень.

Апріорно структура моделі сигналу датчика невідома [95].

Алгоритми МГУА [96] відрізняються за способом генерації моделей різної складності. Їх об'єднують в дві основні групи: однорядні (комбінаторні) і багаторядні (ітераційні).

У комбінаторних алгоритмах виконується перебір різних часткових моделей із заданого базису з вибором кращою з цих моделей за заданим критерієм селекції. При переборі складність часткових моделей, тобто число аргументів, поступово нарощується від 1 до максимального числа n (число аргументів базисного набору функцій). Таким чином, загальна схема комбінаторного алгоритму включає наступні операції: з МНКв визначаються коефіцієнти всіх часткових моделей при складності $s = 1$ (моделі, що складаються з одного аргументу), $s = 2$ (моделі, які складаються з двох аргументів), ..., $s=n$ (модель, що складається з усіх аргументів заданого базису); для кожної з них обчислюється значення критерію. Можна сказати, що комбінаторний алгоритм МГУА заснований на повній математичній індукції, так як при цьому не пропускається жоден з можливих варіантів моделі, закладених у вихідному базисі.

Вибір оптимальної моделі здійснюється на основі мінімального значення одного з таких критеріїв [96]:

1. Середньоквадратичне відхилення (СКВ) на вибірці $A \cup B$:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N_{AB}} \sum_{i \in A \cup B} (y_i - y_i(A \cup B))^2} \rightarrow \min,$$

де A — послідовність, значення якої використовуються для визначення коефіцієнтів моделі; B — послідовність, значення якої використовуються для обчислення похибок за обраним критерієм; $N_{AB} = N_A + N_B$; N_A, N_B — кількість точок, що увійшли відповідно в A і B послідовності; y_i — емпіричне значення вихідної величини в i -й точці; $y_i(A \cup B)$ — значення вихідної величини в i -й точці, отримане за моделлю, коефіцієнти якої обчислені на вибірці $A \cup B$.

2. Критерій регулярності:

$$\Delta(B/A) = \sqrt{\frac{1}{N_{AB}} \sum_{i \in A \cup B} (y_i - y_i(A \cup B))^2} \rightarrow \min, \quad (3.1)$$

де $\Delta(B/A)$ означає «похибка на B моделі, коефіцієнти якої отримані на A ».

3. Симетричний критерій регулярності:

$$d = \sqrt{\frac{1}{N_{AB}} \left[\sum_{i \in A \cup B} (y_i - \widehat{y_i(A)})^2 + \sum_{i \in A \cup B} (y_i - \widehat{y_i(B)})^2 \right]} \rightarrow \min.$$

Критерій СКВ на вибірці $A \cup B$ (оцінка коефіцієнтів і вибір моделі) проводяться на одній і тій же вибірці $A \cup B$ таблиці вихідних даних) застосовується у разі точних даних або у разі, коли структура моделі апріорі відома.

Цей критерій може застосовуватися для уточнення значення коефіцієнтів моделі, структура якої визначена по одному із двох інших критеріїв.

Критерій регулярності і симетричний критерій регулярності застосовуються для вибору структури моделі. Критерій регулярності вибирає більш прості моделі [96]. Але симетричний критерій регулярності більш точно апроксимує вихідну величину моделі, тому вибір критерію слід проводити, виходячи з мети моделювання.

На рис.3.1 показано: α, β – кути повороту платформи (ОДГ), g – прискорення вільного падіння ($g = 9,81 \text{ м/с}^2$).

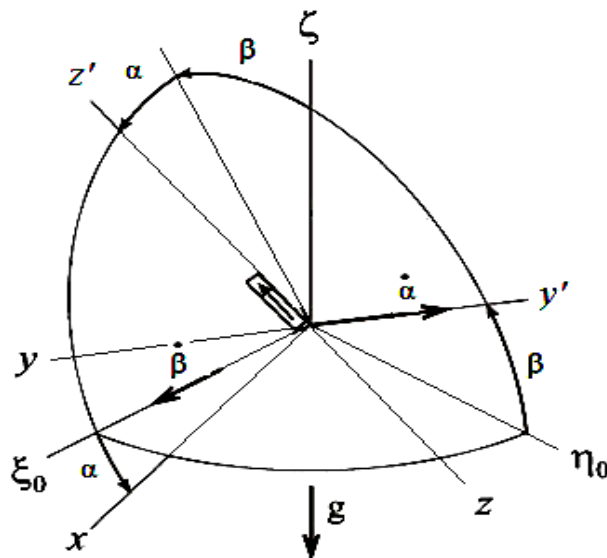


Рис. 3.1. Кінематика поворотів платформи

Дослідження моделей акселерометрів проводилося на основі сигналів блока інерціальних чутливих елементів. Виміри проводилися для акселерометрів Colibrys MS9002.d. Для установки датчиків в різні положення використовувалася ділильна головка ОДГ-10.

Проекції уявного прискорення на вісі СК x, y, z становлять (див. рис.3.1):

$$a_x = -g \cdot \cos\beta \cdot \sin\alpha; \quad a_y = -g \cdot \sin\beta; \quad a_z = -g \cdot \cos\alpha \cdot \cos\beta.$$

Вибір моделі було виконано з використанням критерію регулярності, для вибору найбільш простої моделі. Похибка по даному критерію розраховується на контрольній частині вибірки за формулою (3.1). Результати розрахунків із застосуванням МГУА для ідентифікації структури моделі занесені в табл.3.1.

Таблиця 3.1. Похибки за критерієм регулярності

№ моделі	Рівняння моделі	Похибка Δ [код АЦП]
1.	$U_1 = u_0 + k_z a_z$	125
2.	$U_2 = u_0 + k_{zy} a_y + k_z a_z$	128
3.	$U_3 = u_0 + k_{zx} a_x + k_z a_z$	108
4.	$U_4 = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z$	84
5.	$U_5 = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z + k_{zx2} a_x^2$	89
6.	$U_6 = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z + k_{zx2} a_x^2 + k_{zxy} a_x a_y$	90
7.	$U_7 = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z + k_{zxy} a_x a_y$	83
8.	$U_8 = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z + k_{zx2} a_x^2 + k_{zy2} a_y^2$	89
9.	$U_9 = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z + k_{zxy} a_x a_y + k_{zy2} a_y^2$	83
10.	$U_{10} = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z + k_{zx2} a_x^2 + k_{zxy} a_x a_y + k_{zy2} a_y^2$	111
11.	$U_{11} = u_0 + k_{zx} a_x + k_{zy} a_y + k_z a_z + k_{zx2} a_x^2 + k_{zy2} a_y^2 + k_{z2} a_z^2 + k_{zxy} a_x a_y + k_{zxz} a_x a_z + k_{zyz} a_y a_z$	20967

Згідно результатів табл. 3.1 із одинадцяти часткових моделей, оцінених за допомогою МГУА, можна зробити висновок, що найкращими моделями є сьома та дев'ята. Похибки по критерію регулярності в них найменші $\Delta_{7,9} = 83$, але похибки 3-ох моделей (4-ої ($\Delta_4 = 84$), 7-ої та 9-ої) майже однакові. При виборі з цих 3-ох моделей оптимальної потрібно враховувати параметри обладнання, за допомогою якого знімалися сигнали акселерометрів. Для оцифровування аналогових сигналів використовувався 16-ти бітний АЦП, в якого останній біт відповідає похибці. Тобто вищевказані моделі є рівноточними по критерію регулярності. Це значить, що для калібрування датчиків потрібно обирати найпростішу серед цих моделей, тобто четверту.

3.2. Використання фільтра Калмана для калібрування чутливих елементів

Для калібрування чутливих елементів з використанням калманівської фільтрації необхідно стохастичні похибки ввести і об'єднати в єдину калібровочну модель. Для того, щоб сформувати цю модель, різні типи шуму необхідно виразити через їхні спектральні щільності потужностей (СЩП) і записати у вигляді диференціальних рівнянь.

Дисперсія Алана обчислюється згідно наступної формули [82, 97]:

$$\sigma^2_A(\tau_M) = \frac{1}{2} \left\langle [\bar{\omega}_{k+1}(M) - \bar{\omega}_k(M)]^2 \right\rangle \cong \frac{1}{2(K-1)} \sum_{k=1}^{K-1} (\bar{\omega}_{k+1}(M) - \bar{\omega}_k(M))^2, \quad (3.2)$$

де $\bar{\omega}_k(M) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \omega_{ki}$, ($k = 1 \dots K$) - середнє значення для кожного кластера ($k = 1 \dots K$, $K = N / M$); ω_{k_i} - набір з N точок, отриманих для часу дискретизації τ_0 , M - число вибірок у кластері, $\tau_M = M\tau_0$ - час кореляції.

Типи шумів [97] і відповідні їм вирази для варіації Алана, СЩП, а також нахили на графіку варіацій Алана в логарифмічному масштабі наведені в табл. 3.2.

Таблиця 3.2. Зв'язок між варіацією Алана, спектральною щільністю потужності й джерелами шуму

Тип шуму	ВА ($\sigma^2(\tau)$)	Параметр шуму	СЩП ($S(f)$)	Нахил на графіку, (дб/дек)
шум квантування	$3Q^2/\tau^2$	Q	$(2\pi f)^2 Q^2 T$	-1
випадкове блукання по швидкості/куту	N^2/τ	N	N^2	-1/2
флікер-шум	$2B^2 \ln 2/\pi$	B	$(B^2/2\pi) \cdot 1/f$	0
випадкове блукання по кутовій швидкості/прискоренню	$K^2\tau/3$	K	$(K/2\pi)^2 \cdot 1/f^2$	+1/2
тренд	$R^2\tau^2/2$	R	$R^2/(2\pi f)^3$	+1

Як правило, випадковий процес формується шляхом проходження одиничного білого шуму через формуючий фільтр [98]:

$$S_x(\omega) = |G(j\omega)|^2, \quad (3.3)$$

де $S_x(\omega)$ - це СЩП стохастичного процесу x ; $G(j\omega)$ - передатна функція формуючого фільтра; $\omega = 2\pi f$ - кругова частота ($f = 1/T$).

Диференціальне рівняння, що описує шум квантування, має вигляд [113]:

$$d_{qn}(t) = Q\sqrt{T}\dot{w}(t), \quad (3.4)$$

де $w(t)$ - це одиничний білий шум.

Диференціальне рівняння, що описує випадкове блукання по кутовій швидкості й прискоренню, можна записати наступним чином:

$$\dot{d}_{rw}(t) = Kw(t). \quad (3.5)$$

Для апроксимації флікер-шуму використовується гаусо-марківський процес першого порядку:

$$\dot{d}_{fn}(t) + \beta d_{fn}(t) = \beta Bw(t), \quad (3.6)$$

де β - зворотний час кореляції, який визначають з використанням графіків варіацій Алана; B - параметр флікер-шуму, приведений у табл. 3.2. Диференціальні рівняння шуму відходу, що включаються в калібровочну модель ФК мають вигляд:

$$\begin{aligned}\dot{v}_1 &= \dot{d}_{rr} = v_2, \\ \ddot{v}_2 &= \ddot{d}_{rr} = -\sqrt{2}\omega_0 v_2 - \omega_0^2 v_1 + R w(t)\end{aligned}\quad (3.7)$$

де R - параметр шуму відходу, приведений у табл. 3.2; ω_0 - частота власних незатухаючих коливань системи другого порядку. Випадкове блукання по кутовій швидкості/прискоренню, флікер-шум і шум відходу можуть бути як одночасно присутніми у вихідному сигналові датчика, так і відсутніми зовсім. Це визначається за допомогою аналізу графіків варіацій Алана. Експериментальні графіки варіацій Алана для датчиків ІВБ приведені в додатку Є.

Дослідження ефективності застосування фільтра Калмана виконаємо стосовно блоку акселерометрів (БА). Модель сигналу гіроскопів має аналогічний вигляд, тільки для їх калібрування необхідно задавати еталонний сигнал кутової швидкості.

Рівняння стану лінійної моделі досліджуваної системи виглядає наступним чином:

$$\dot{\bar{x}} = \mathbf{A} \cdot \bar{x} + \mathbf{B} \cdot \bar{u} + \mathbf{G} \cdot \bar{w}, \quad (3.8)$$

де \bar{x} - вектор стану системи (8×1), \mathbf{A} - матриця стану системи (8×8), \mathbf{G} - матриця випадкових збурень, \bar{w} - вектор випадкових збурень. Матриця керування \mathbf{B} й вектор керування \bar{u} рівні 0 (відсутні).

Рівняння вимірювання акселерометра згідно із прийнятою моделлю похибок записується [99]:

$$u_x = k_x \cdot a_x + k_{xy} \cdot a_y + k_{xz} \cdot a_z + u_{x0} + V, \quad (3.9)$$

де u_x - значення вихідного сигналу акселерометра по осі X в розмірності напруги; a_x, a_y, a_z - уявні прискорення, що діють по осях чутливості; k_x, k_{xy}, k_{xz} - масштабні коефіцієнти; u_{x0} - нульовий сигнал акселерометра; V - шум вимірювання.

Базовій математичної моделі датчика (3.9) відповідає вектор стану, що містить калібровочні коефіцієнти й зсув нуля:

$$\bar{x} = \begin{bmatrix} k_x & k_{xy} & k_{xz} & u_{x0} \end{bmatrix}^T. \quad (3.10)$$

Будемо вважати, що калібровочні коефіцієнти не постійні, а випадково повільно змінюються в часі за законом $\dot{k}_x = w_1(t)$, $\dot{k}_{xy} = w_2(t)$, $\dot{k}_{xz} = w_3(t)$, $\dot{u}_{x0} = w_4(t)$, де $w_i(t)$ - білі шуми. Дискретна форма рівнянь стану системи для базової математичної моделі в матричному виді записується як:

$$\begin{bmatrix} k_x(k+1) \\ k_{xy}(k+1) \\ k_{xz}(k+1) \\ u_{x0}(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} k_{xx}(k) \\ k_{xy}(k) \\ k_{xz}(k) \\ u_{x0}(k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} w_1(k) \\ w_2(k) \\ w_3(k) \\ w_4(k) \end{bmatrix}. \quad (3.11)$$

Базову математичну модель системи необхідно доповнити моделями шумів вимірювань, описаних вище. Розширені для використання в алгоритмі фільтра Калмана вектор стану системи \bar{x} , а також матриці **A** й **G** мають вигляд:

$$\bar{x} = \begin{bmatrix} k_x & k_{xy} & k_{xz} & u_{x0} & d_{fn} & d_{rw} & v_1 & v_2 \end{bmatrix}^T, \quad (3.12)$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\beta & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\omega_0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\sqrt{2}\omega_0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{G} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \beta \cdot B & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & K & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & R \end{bmatrix}$$

Вектор стану \bar{x} містить наступні складові: k_x, k_{xy}, k_{xz} - масштабний коефіцієнт та коефіцієнти перехресної чутливості; u_{x0} - нульовий сигнал акселерометра; d_{fn}, d_{rw} - флікер-шум та випадкове блукання по прискоренню; v_1, v_2 - випадкові процеси формуючого фільтру для врахування кольорових шумів у сигналі датчиків.

Вимірювальна інформація з БА визначається наступним рівнянням:

$$\bar{z} = H \cdot \bar{x} + \bar{v}, \quad (3.13)$$

де \bar{z} - вектор вимірювань для даного вимірювання $\bar{z} = Ux$, $H = [a_x \ a_y \ a_z \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1]$ - матриця вимірювань (1×8).

У дискретному фільтрі Калмана неперервній динамічній системі (3.8) і вимірюванням (3.13) відповідає записана в різницевій формі дискретна система й дискретні вимірювання [99]:

$$\bar{x}_{k+1} = A_k \cdot \bar{x}_k + G_k \cdot \bar{w}_k; \quad (3.14)$$

$$\bar{z}_k = H_k \cdot \bar{x}_k + \bar{v}_k, \quad (3.15)$$

де нижні індекси « k » і « $k+1$ » вказують індекс дискретного моменту часу t_k і t_{k+1} ; крок дискретизації $\Delta t = t_{k+1} - t_k$.

Алгоритм фільтра Калмана для калібрування інерціальних датчиків у загальному виді має вигляд:

- 1) $\hat{X}_{k+1/k} = A_k \cdot \hat{X}_k$ - передбачення оцінки \hat{X}_{k+1} ;
- 2) $P_{k+1/k} = A_k \cdot P_k \cdot A_k^T + G \cdot Q \cdot G^T$ - матриця дисперсій похибок передбачення;
- 3) $K_{k+1} = P_{k+1/k} \cdot H^T \cdot [H \cdot P_{k+1/k} \cdot H^T + R]^{-1}$ - оптимальний коефіцієнт підсилення;
- 4) $P_{k+1} = P_{k+1/k} - K_{k+1} \cdot H \cdot P_{k+1/k}$ - матриця дисперсій похибок оцінювання;
- 5) $\hat{X}_{k+1/k} = \hat{X}_{k+1/k} + K_{k+1} \cdot [Z_{k+1} - H \cdot X_{k+1/k}]$ - оцінка вимірювань.

R - дисперсія шуму вимірювання V , Q - діагональна матриця дисперсій вхідних шумів $w_1 \dots w_4$ розмірністю (8×8) :

Оцінка вимірювань проводиться згідно формули:

$$\hat{X}_{k+1/k} = \hat{X}_{k+1/k} + K_{k+1} \cdot [Z_{k+1} - H \cdot X_{k+1/k}], \quad (3.16)$$

де $\hat{X}_{k+1/k} = A \cdot \hat{X}_k$ - прогноз оцінки \hat{X}_{k+1} .

Приклад результатів застосування розробленого фільтра

Проведені експерименти показали високу точність калібрування з використанням розширеної моделі із ФК (на рівні пакетного методу найменших квадратів (МНКв)). Застосування моделі (3.12) дало вигоду в 4 рази у швидкості збіжності оцінок каліброваних коефіцієнтів у порівнянні з рекурентним МНКв [100]. Графіки, що відображають збіжність каліброваних

коефіцієнтів для сигналу акселерометра, що вимірює проекцію g на вісь Ox , представлені на рис.3.2, рис. 3.3.

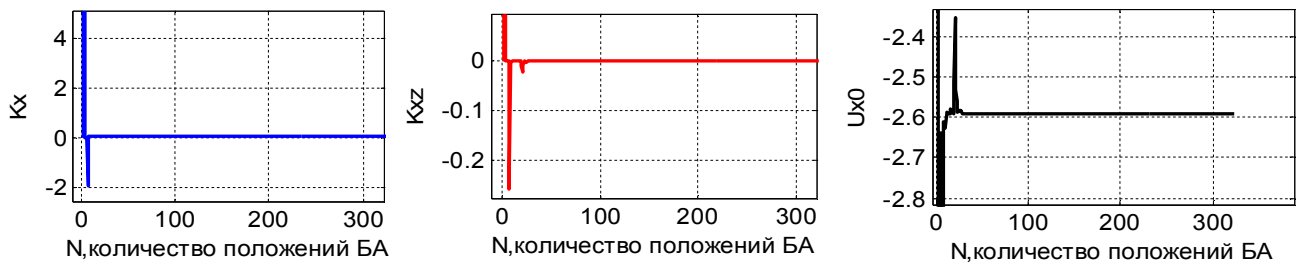


Рис. 3.2 Графіки, що відображають збіжність визначення калібровочних коефіцієнтів в залежності від кількості положень блока акселерометрів

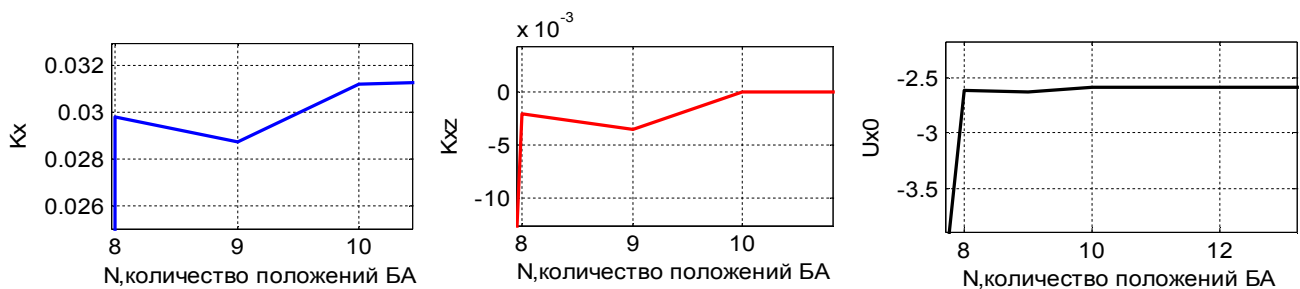


Рис. 3.3 Швидкість збіжності визначення калібровочних коефіцієнтів в залежності від кількості положень БА

Чисельні значення масштабних коефіцієнтів, коефіцієнтів перехресних зв'язків і нульових сигналів 3-ох вісного блоку акселерометрів представлені нижче:

$$\begin{aligned}
 k_x &= 0.032002 \text{ B/g}, k_{xy} = -0.0017435 \text{ B/g}, k_{xz} = 7.4811 \cdot 10^{-5} \text{ B/g}, u_{x0} = -2.5865 \text{ B}; \\
 k_y &= 0.031399 \text{ B/g}, k_{yx} = 0.0022174 \text{ B/g}, k_{yz} = 0.00016485 \text{ B/g}, u_{y0} = -2.4363 \text{ B}; \\
 k_z &= -0.032812 \text{ B/g}, k_{zx} = -0.00033471 \text{ B/g}, k_{zy} = -0.0017407 \text{ B/g}, u_{z0} = -2.3423 \text{ B}.
 \end{aligned}$$

Абсолютна похибка (див. рис. 3.4) визначення прискорень знаходилася на рівні 0.2 м/с^2 при оцифровці сигналу 12 бітним АЦП (власний рівень шуму якого становить 0.11 м/с^2).

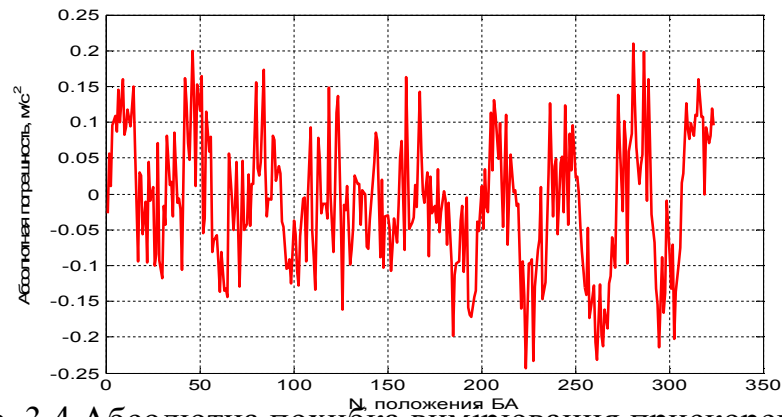


Рис. 3.4 Абсолютна похибка вимірювання прискорення

3.3. Застосування скалярного калібрування для мікроакселерометрів

3.3.1. Вихідні положення методики скалярного калібрування для прецизійних акселерометрів

Оригінальна методика розроблена Ізмайловим А.Е. та використовується для блоку з не менш чим трьох акселерометрів. Прийнята в [79] модель сигналу акселерометра має вигляд

$$U = K \cdot (\delta_0 + a + \delta_1 a + \delta_2 a^2 + \delta_3 a^3 + \delta_4 a^4 + \dots + \delta_j a^j + \dots), \quad (3.17)$$

де K - масштабний коефіцієнт акселерометра; a - прискорення, що діє по осі чутливості акселерометра; δ_j - коефіцієнти помилки j -го порядку ($j = 0, 1, 2, 3, \dots$). Відзначимо, що в рівняння (3.17) входять складові, які залежать від прискорення, що діє уздовж осі чутливості акселерометра.

Поділивши (3.17) на модуль прискорення сили тяжіння G й масштабний коефіцієнт K , одержимо нормований сигнал з датчика

$$u_N = \Delta_0 + a_N + \Delta_1 a_N + \Delta_2 a_N^2 + \Delta_3 a_N^3 + \Delta_4 a_N^4 + \dots + \Delta_j a_N^j + \dots, \quad (3.18)$$

де a_N - відношення виміряного акселерометром прискорення, поділеного на модуль прискорення сили тяжіння G ($a_N = a/G$); Δ_j - безрозмірні коефіцієнти похибки j -ого порядку $\Delta_j = \delta_j \cdot G^{j-1}$ ($j = 0, 1, 2, 3, \dots$).

Врахуємо в моделі вихідних сигналів похибки неортогональності виставки осей чутливості у вимірювальному блоці (рис.3.5):

$$\begin{bmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{bmatrix} = D \begin{bmatrix} u_{Nx} \\ u_{Ny} \\ u_{Nz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & \alpha_{xz} & -\alpha_{xy} \\ -\alpha_{yz} & 1 & \alpha_{yx} \\ \alpha_{zy} & -\alpha_{zx} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_{Nx} \\ u_{Ny} \\ u_{Nz} \end{bmatrix}. \quad (3.19)$$

Запишемо вихідні сигнали з урахуванням формул (3.19) у вигляді

$$\begin{cases} B_x = \Delta_{0x} + a_{Nx} + \Delta_{1x}a_{Nx} + \Delta_{2x}a_{Nx}^2 + \alpha_{xz}a_{Ny} - \alpha_{xy}a_{Nz} + w_x, \\ B_y = \Delta_{0y} + a_{Ny} + \Delta_{1y}a_{Ny} + \Delta_{2y}a_{Ny}^2 - \alpha_{yz}a_{Nx} + \alpha_{yx}a_{Nz} + w_y, \\ B_z = \Delta_{0z} + a_{Nz} + \Delta_{1z}a_{Nz} + \Delta_{2z}a_{Nz}^2 + \alpha_{zy}a_{Nx} - \alpha_{zx}a_{Ny} + w_z, \end{cases} \quad (3.20)$$

де $\Delta_{0x}, \Delta_{0y}, \Delta_{0z}$ - безрозмірні похибки зміщення нуля акселерометра відповідної осі; $\Delta_{1x}, \Delta_{1y}, \Delta_{1z}$ - безрозмірні похибки визначення масштабного коефіцієнта акселерометрів відповідної осі; $\Delta_{2x}, \Delta_{2y}, \Delta_{2z}$ - похибки визначення квадратичної похибки масштабного коефіцієнта акселерометрів; $\alpha_{xz}, \alpha_{xy}, \alpha_{yz}, \alpha_{yx}, \alpha_{zy}, \alpha_{zx}$ - коефіцієнти, що визначають похибки від перехресних зв'язків і похибок установки акселерометрів уздовж відповідних осей; w_x, w_y, w_z - шум вимірювання датчиків. Коефіцієнти α_{ij} моделі (3.20) являють собою коефіцієнти, що враховують тільки неортогональність осей навігаційних датчиків згідно рис.3.5. Але якщо розглядати модель (3.20) більш узагальнено, то ці коефіцієнти містять у собі й перехресні зв'язки в каналах вимірювання датчиків.

У роботі [79] було прийняте припущення, що величини коефіцієнтів моделі сигналу акселерометрів є малими й виконується умова

$$\alpha_i \cdot \Delta_j \approx 0. \quad (3.21)$$

Основною ідеєю скалярного калібрування є те, що в статиці при поворотах у полі сили тяжіння акселерометри вимірюють проекції вектора прискорення сили тяжіння \vec{G} . І хоч для кожного положення тріади ці проекції різні, але їх модуль залишається рівним модулю прискорення сили тяжіння. Це значить, що спрощується пошук еталонних значень для калібрування, тому що порівняння йде лише зі значенням скаляра, яке в даній точці земної поверхні є величиною постійною. Для алгоритму скалярного калібрування використовується рівняння

зв'язку. Покажемо його отримання. Розглянемо спочатку ідеальний випадок, коли всі похибки датчиків рівні 0:

$$\Delta_{0x} = \Delta_{0y} = \Delta_{0z} = 0, \Delta_{1x} = \Delta_{1y} = \Delta_{1z} = 0, \Delta_{2x} = \Delta_{2y} = \Delta_{2z} = 0,$$

$$\alpha_{xz} = \alpha_{xy} = \alpha_{yz} = \alpha_{yx} = \alpha_{zy} = \alpha_{zx} = 0.$$

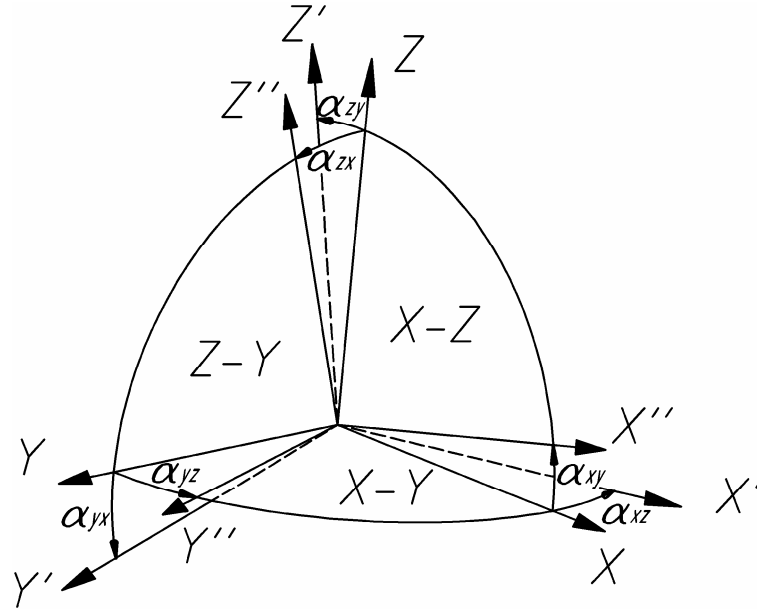


Рис. 3.5. Розташування осей чутливості тріади акселерометрів і кути неортогональності

У цьому випадку вихідні сигнали акселерометрів дорівнюють вимірюваним прискоренням:

$$B_x = a_{Nx}; \quad B_y = a_{Ny}; \quad B_z = a_{Nz}.$$

Нормоване значення скаляра $|\vec{G}_{вим}|^2$ (квадрата модуля прискорення сили тяжіння) визначається :

$$|\vec{G}_{вим}|^2 = B_x^2 + B_y^2 + B_z^2 = a_{Nx}^2 + a_{Ny}^2 + a_{Nz}^2 = 1. \quad (3.22)$$

При наявності похибок датчиків сума квадратів нормованих сигналів не дорівнює одиниці, тому з'являється сигнал нев'язання

$$\Delta_T = B_x^2 + B_y^2 + B_z^2 - 1. \quad (3.23)$$

Розкриваючи формулу (3.23) з врахуванням (3.20), після приведення подібних членів одержимо

$$\frac{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2 - 1}{2} = \sum_{j=0}^2 \Delta_{jx} a_{Nx}^{j+1} + \sum_{j=0}^2 \Delta_{jy} a_{Ny}^{j+1} + \sum_{j=0}^2 \Delta_{jz} a_{Nz}^{j+1} + \Psi_{xy} \cdot a_{Nx} \cdot a_{Ny} + \Psi_{zx} \cdot a_{Nx} \cdot a_{Nz} + \Psi_{yz} \cdot a_{Ny} \cdot a_{Nz}, \quad (3.24)$$

де $\Psi_{xy} = \alpha_{xz} - \alpha_{yz}$, $\Psi_{zx} = \alpha_{zy} - \alpha_{xy}$, $\Psi_{yz} = \alpha_{yx} - \alpha_{zx}$.

Вираз (3.24) не можна розглядати як рівняння зв'язку, тому що в нього входять, крім вихідних сигналів акселерометрів тріади (B_x, B_y, B_z) і невідомих похибок, ще й вимірювані прискорення a_N . Оскільки вимірювані прискорення заздалегідь невідомі, по рівнянню (3.24) визначити похибки тріади неможливо [79]. Згідно [79], на основі виразу (3.24) було отримане рівняння зв'язку (на основі якого виконується скалярне калібрування), керуючись наступними кроками:

- з рівняння (3.24) потрібно виключити проекції прискорення сили тяжіння, використовуючи вираз

$$B_y = a_y + \varepsilon \Rightarrow S = \Delta_{1y} \cdot (B_y - \varepsilon)^2 = \Delta_{1y} B_y^2 - 2\Delta_{1y} B_y \cdot \varepsilon + \Delta_{1y} \varepsilon^2, \quad (3.25)$$

де ε - сумарна похибка датчика; S - квадратичний доданок похибки масштабного коефіцієнта з рівняння (3.20);

- спростити вираз (3.25) з точністю до малих першого порядку:

$$S \approx \Delta_{1y} B_y^2. \quad (3.26)$$

Таким чином, не знижуючи порядку точності (до малих першого порядку), можна у (3.24) величини a_N замінити на відповідні значення B . У підсумку одержимо рівняння зв'язку, яке використовується для скалярного калібрування:

$$\frac{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2 - 1}{2} = \sum_{j=0}^2 \Delta_{jx} B_x^{j+1} + \sum_{j=0}^2 \Delta_{jy} B_y^{j+1} + \sum_{j=0}^2 \Delta_{jz} B_z^{j+1} + \Psi_{xy} \cdot B_x \cdot B_y + \Psi_{zx} \cdot B_x \cdot B_z + \Psi_{yz} \cdot B_y \cdot B_z. \quad (3.27)$$

Тут B_x, B_y, B_z - нормовані сигнали акселерометрів.

Відзначимо описані й деякі неописані особливості скалярного калібрування.

- 1) У рівняння зв'язку (3.27) входять тільки похибки акселерометрів і кути неортогональності, і воно інваріантно стосовно положення тріади акселерометрів, для якого отримано [79, 80] (тобто вид і форма рівнянь для калібрування не залежить від положення датчиків).
- 2) Параметри положення тріади акселерометрів, для якого складено рівняння зв'язку, явно в нього не входять. Тому знати положення тріади за даною методикою не потрібно, і в першій приближенні похибки установки не впливають на точність вимірювання параметрів приладів [83].
- 3) Для виконання скалярного калібрування необхідно провести попереднє калібрування, у якому потрібно визначити масштабний коефіцієнт і зміщення нуля датчиків. Це потрібно для нормування сигналів акселерометрів.
- 4) Коефіцієнти, які визначають неточності установки осей чутливості датчиків, входять у модель калібрування попарно. Тобто, для розробленого в [79, 80] алгоритму скалярного калібрування принципово неможливо їх розділити. Для їхнього визначення існуючий алгоритм потрібно якимось чином модифікувати, уводячи нові вихідні положення.

3.3.2. Дослідження можливостей методики скалярного калібрування

Для дослідження описаної методики розглянемо більш детально вивід рівняння зв'язку, не упускаючи малих величин. Для спрощення завдання зневажимо квадратичною похибкою масштабного коефіцієнта й будемо використовувати наступну модель похибок:

$$\begin{cases} \varepsilon_x = \Delta_{0x} + \Delta_{1x}a_{Nx} + \alpha_{xz} \cdot a_{Ny} - \alpha_{xy} \cdot a_{Nz}, \\ \varepsilon_y = \Delta_{0y} + \Delta_{1y}a_{Ny} - \alpha_{yz} \cdot a_{Nx} + \alpha_{yx} \cdot a_{Nz}, \\ \varepsilon_z = \Delta_{0z} + \Delta_{1z}a_{Nz} + \alpha_{zy} \cdot a_{Nx} - \alpha_{zx} \cdot a_{Ny}. \end{cases}$$

Далі необхідно визначити нев'язання. Для цього докладно розпишемо кожен складову цього нев'язання:

$$B_x^2 = (a_{Nx} + \Delta_{0x} + \Delta_{1x}a_{Nx} + \alpha_{xz} \cdot a_{Ny} - \alpha_{xy} \cdot a_{Nz})^2 = \Delta_{0x}^2 + a_{Nx}^2 + a_{Nx}^2 (2\Delta_{1x} + \Delta_{1x}^2) + \\ + a_{Ny}^2 \cdot \alpha_{xz}^2 + a_{Nz}^2 \cdot \alpha_{xy}^2 + a_{Nx} (2\Delta_{0x} + 2\Delta_{0x}\Delta_{1x}) + a_{Ny} \cdot 2\Delta_{0x}\alpha_{xz} + a_{Nz} \cdot 2\Delta_{0x}\alpha_{xy} + \\ + a_{Nx}a_{Ny} (2\alpha_{xz} + 2\Delta_{1x}\alpha_{xz}) + a_{Nx}a_{Nz} (-2\alpha_{xy} - 2\Delta_{1x}\alpha_{xy}) + a_{Ny}a_{Nz} \cdot 2\alpha_{xz}\alpha_{xy};$$

$$B_y^2 = (a_{Ny} + \Delta_{0y} + \Delta_{1y}a_{Ny} - \alpha_{yz}a_{Nx} + \alpha_{yx}a_{Nz})^2 = \Delta_{0y}^2 + a_{Ny}^2 + a_{Ny}^2 (2\Delta_{1y} + \Delta_{1y}^2) + \\ + a_{Nx}^2 \cdot \alpha_{yz}^2 + a_{Nz}^2 \cdot \alpha_{yx}^2 + a_{Ny} (2\Delta_{0y} + 2\Delta_{0y}\Delta_{1y}) - a_{Nx} \cdot 2\Delta_{0y}\alpha_{yz} + a_{Nz} \cdot 2\Delta_{0y}\alpha_{yx} + \\ + a_{Ny}a_{Nx} (-2\alpha_{yz} - 2\Delta_{1y}\alpha_{yz}) + a_{Ny}a_{Nz} \cdot 2\alpha_{yx} + a_{Ny}a_{Nz} \cdot 2\Delta_{1y}\alpha_{yx} - 2a_{Nx}a_{Nz} \cdot \alpha_{yz}\alpha_{yx};$$

$$B_z^2 = (a_{Nz} + \Delta_{0z} + \Delta_{1z}a_{Nz} + \alpha_{zy} \cdot a_{Nx} - \alpha_{zx} \cdot a_{Ny})^2 = \Delta_{0z}^2 + a_{Nz}^2 + a_{Nz}^2 (2\Delta_{1z} + \Delta_{1z}^2) + \\ + a_{Nx}^2 \cdot \alpha_{zy}^2 + a_{Ny}^2 \cdot \alpha_{zx}^2 + a_{Nz} (2\Delta_{0z} + 2\Delta_{0z}\Delta_{1z}) + a_{Nx} \cdot 2\Delta_{0z}\alpha_{zy} - a_{Ny} \cdot 2\Delta_{0z}\alpha_{zx} + \\ + a_{Nx}a_{Nz} (2\alpha_{zy} + 2\Delta_{1z}\alpha_{zy}) + a_{Nz}a_{Ny} (-2\alpha_{zx} - 2\Delta_{1z}\alpha_{zx}) - a_{Nx}a_{Ny} \cdot 2\alpha_{zy}\alpha_{zx}.$$

Тепер визначимо сигнал нев'язання (3.23)

$$\Delta_T = B_x^2 + B_y^2 + B_z^2 - 1 = C_0 + C_1a_{Nx}^2 + C_2a_{Ny}^2 + C_3a_{Nz}^2 + C_4a_{Nx} + C_5a_{Ny} + C_6a_{Nz} + \\ + C_7a_{Nx}a_{Ny} + C_8a_{Nx}a_{Nz} + C_9a_{Ny}a_{Nz},$$

(3.28)

$$\text{де } C_0 = \Delta_{0x}^2 + \Delta_{0y}^2 + \Delta_{0z}^2,$$

$$\begin{cases} C_1 = 2\Delta_{1x} + \Delta_{1x}^2 + \alpha_{yz}^2 + \alpha_{zy}^2, \\ C_2 = 2\Delta_{1y} + \Delta_{1y}^2 + \alpha_{xz}^2 + \alpha_{zx}^2, \\ C_3 = 2\Delta_{1z} + \Delta_{1z}^2 + \alpha_{xy}^2 + \alpha_{yx}^2, \end{cases} \begin{cases} C_4 = 2\Delta_{0x} + 2\Delta_{0x}\Delta_{1x} - 2\Delta_{0y}\alpha_{yz} + 2\Delta_{0z}\alpha_{zy}, \\ C_5 = 2\Delta_{0y} + 2\Delta_{0y}\Delta_{1y} + 2\Delta_{0x}\alpha_{xz} - 2\Delta_{0z}\alpha_{zx}, \\ C_6 = 2\Delta_{0z} + 2\Delta_{0z}\Delta_{1z} + 2\Delta_{0x}\alpha_{xy} + 2\Delta_{0y}\alpha_{yx}, \end{cases}$$

(3.29)

$$\begin{cases} C_7 = 2\alpha_{xz} - 2\alpha_{yz} + 2\Delta_{1x}\alpha_{xz} - 2\Delta_{1y}\alpha_{yz} - 2\alpha_{zy}\alpha_{zx}, \\ C_8 = -2\alpha_{xy} + 2\alpha_{zy} - 2\Delta_{1x}\alpha_{xy} + 2\Delta_{1z}\alpha_{zy} - 2\alpha_{yz}\alpha_{yx}, \\ C_9 = 2\alpha_{yx} - 2\alpha_{zx} + 2\Delta_{1y}\alpha_{yx} - 2\Delta_{1z}\alpha_{zx} + 2\alpha_{xz}\alpha_{xy}. \end{cases}$$

Тобто, аналогічно виразу (3.27), підставивши в (3.28) сигнали акселерометрів замість проекцій прискорення й поділивши нев'язання на 2, одержимо рівняння зв'язку. Очевидно, що похибки акселерометрів будуть визначатися з використанням коефіцієнтів C_i ($i = 0, \dots, 9$).

Як видно з рівнянь (3.29), більшість коефіцієнтів C_i ($i = 0, \dots, 9$) є складними й суттєво нелінійними функціями. Ці коефіцієнти легко спрощуються до виду

(3.27) для прийнятих припущень (3.21). Але для датчиків середньої й низької точності це не завжди виконується. Для них характерна наявність зміщення нуля на рівні одиниць вимірюваної величини, і наявність перехресних зв'язків між каналами вимірювання. Проблему з величиною зміщення нуля легко вирішити, припускаючи під Δ_{0i} не зміщення нуля датчика, а похибку його оцінки за результатами попереднього калібрування. Те ж можна проробити й з величинами $\alpha_{xz}, \alpha_{xy}, \alpha_{yz}, \alpha_{yx}, \alpha_{zy}, \alpha_{zx}$. Але виникає питання про доцільність таких дій у зв'язку з тим, що ці коефіцієнти визначаються попарно й у даній методиці їх принципово неможливо розділити. При цьому для оцінки основної величини цих коефіцієнтів, потрібно значно ускладнити процедуру попереднього калібрування. А оцінка зміщення нуля виконується разом з оцінкою масштабного коефіцієнта.

Аналітична оцінка впливу параметрів моделі сигналу на процес калібрування є досить складною. Розглянемо більш детально коефіцієнти C_i . Коефіцієнт C_0 ($C_0 = \Delta_{0x}^2 + \Delta_{0y}^2 + \Delta_{0z}^2$) є адитивною похибкою нев'язки й згідно з моделлю (3.27) не враховується при використанні методики скалярного калібрування. Він має малий вплив на точність калібрування тому, що це величина 2-го порядку малості, особливо щодо похибок зміщення нулів акселерометрів. Якщо вага похибки зміщення нуля буде найбільшою, то C_0 буде впливати на точність визначення всіх похибок, крім самих похибок зміщення нуля. Це пов'язане з тим, що для похибки малої величини квадрат похибки є величина другого порядку малості. Коефіцієнти C_1, C_2, C_3 використовуються для визначення похибок масштабних коефіцієнтів. Ці коефіцієнти є квадратичними функціями від похибок самих масштабних коефіцієнтів і від похибок перекосу осей. Співвідношення між цими квадратичними складовими значно впливає на точність калібрування. Також варто відзначити, що навіть при відсутності похибок перекосу осей похибка визначення похибок масштабних коефіцієнтів по лінійній формулі буде рости разом зі значеннями цієї похибки.

Коефіцієнти C_4, C_5, C_6 визначають похибки зміщення нуля датчиків. Як видно з формул (3.29) похибка визначення цієї похибки залежить від похибок масштабного коефіцієнта, похибки перекосу осей і похибки зміщення нуля перехресних осей. Потрібно відзначити, що часто можуть бути випадки взаємного компенсування похибок перекосу осей, тому що вони входять у вираз із протилежними знаками. Коефіцієнти C_7, C_8, C_9 використовуються для розрахунків коефіцієнтів перекосу $\Psi_{xy} = \alpha_{xz} - \alpha_{yz}, \quad \Psi_{zx} = \alpha_{zy} - \alpha_{xy}, \quad \Psi_{yz} = \alpha_{yx} - \alpha_{zx}$. Найбільший вплив на визначення цих коефіцієнтів дають похибки масштабних коефіцієнтів і перекоси осей датчиків по двом іншим осям.

Проаналізувавши вид рівнянь, можна зробити висновок про великий вплив на точність калібрування співвідношень між величинами похибок зміщення нуля й похибок масштабних коефіцієнтів, а також від умов відхилення реального сигналу від моделі в частині співвідношення між величинами $\alpha_{xz}, \alpha_{xy}, \alpha_{yz}, \alpha_{yx}, \alpha_{zy}, \alpha_{zx}$.

3.3.3. Дослідження впливу похибок моделі сигналу на точність скалярного калібрування

Нижче представлений матеріал чисельного дослідження впливу похибок моделі сигналу (3.20) на точність скалярного калібрування. На рис 3.6 представлена блок-схема алгоритму моделювання. Перед тим, як приступити до перевірки методичних похибок описаного алгоритму, було виконано перевірку властивості інваріантності скалярного калібрування. Результати, що підтверджують цю тезу для навігаційних акселерометрів, представлені на рис. 3.7. При моделюванні не враховувалися квадратичні похибки визначення масштабних коефіцієнтів Δ_{2i} , а модель сигналу записана виразами (3.30). Параметри типового датчика такого класу (навігаційний акселерометр АК-6) наведено в таблиці 3.3.

$$\begin{cases} B_x = \Delta_{0x} + a_x + \Delta_{1x}a_x + \alpha_{xz}a_y - \alpha_{xy}a_z; \\ B_y = \Delta_{0y} + a_y + \Delta_{1y}a_y - \alpha_{yz}a_x + \alpha_{yx}a_z; \\ B_z = \Delta_{0z} + a_z + \Delta_{1z}a_z + \alpha_{zy}a_x - \alpha_{zx}a_y, \end{cases} \quad (3.30)$$

Вихідні значення використаних коефіцієнтів моделі:

$$\Delta_{0x} = \Delta_{0y} = \Delta_{0z} = 0,0002; \quad \Delta_{1x} = 0,0002; \quad \Delta_{1y} = \Delta_{1z} = 0,0004; \quad \alpha_{xz} = 0,0008; \\ \alpha_{yz} = -0,002; \quad \alpha_{xy} = -0,0002; \quad \alpha_{zy} = 0,0002; \quad \alpha_{yx} = 0,0002; \quad \alpha_{zx} = -0,002.$$

Таблиця 3.3. Характеристики навігаційного акселерометра АК-6 ($t = 30^\circ\text{C}$)

№ п/п	Найменування параметра	Значення параметра	Одиниці вимірювання
1	Діапазон вимірюваних прискорень	$\pm 10,0$	g
2	Крутизна вихідної характеристики	1,000...1,320	мА/g
3	Похибка крутизни характеристики	не більш 0,02	%
4	Зміщення нульового сигналу	не більш $\pm 1 \cdot 10^{-2}$	g
5	Дрейф нульового сигналу за 10 год	не більш $\pm 5 \cdot 10^{-5}$	g
6	Погрішність базових поверхонь	не більш $\pm 3 \cdot 10^{-3}$	g
7	Нестабільність зміщення нульового сигналу при впливі збурюючих факторів	не більш $\pm 3 \cdot 10^{-5}$	g

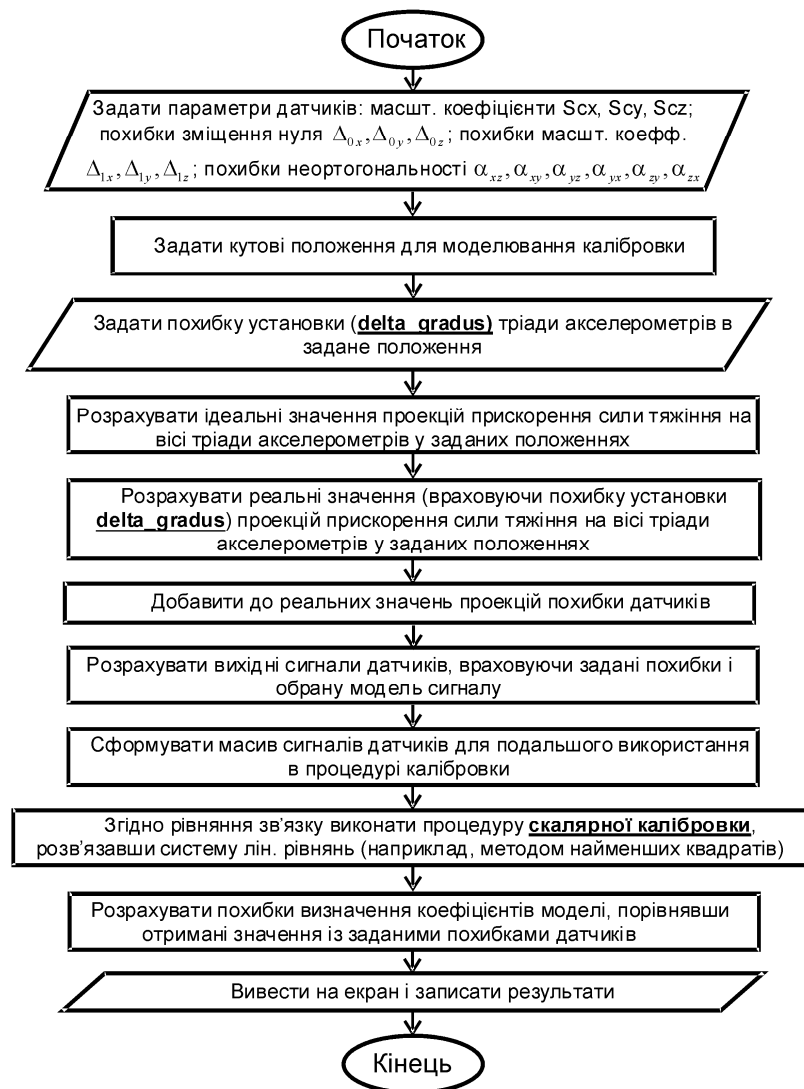


Рис. 3.6. Блок-схема алгоритму моделювання

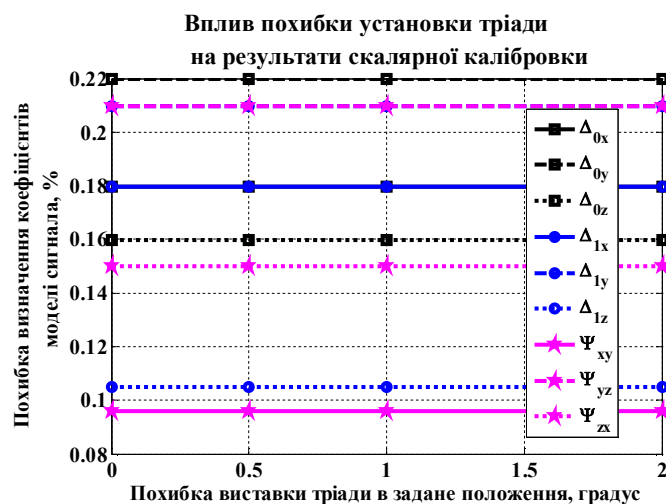


Рис. 3.7. Перевірка інваріантності скалярного калібрування

Як видно із графіків на рис. 3.8-рис. 3.11, погрішності (тут і далі під терміном «погрішності» будемо розуміти розрахункову похибку визначення коефіцієнтів похибок моделі сигналу датчиків) визначення похибок перекосів

осей практично не залежать від співвідношення між похибками масштабного коефіцієнта й зміщення нуля. Але при цьому можна побачити збільшення похибки визначення похибок перекосів осей при збільшенні похибки масштабного коефіцієнта. На графіках видно, що при збільшенні похибки зміщення нуля стосовно похибки масштабного коефіцієнта зменшується погрішність визначення самої похибки зміщення нуля. Але при цьому квадратично зростають погрішності визначення похибок масштабних коефіцієнтів. Також варто відзначити, що на цих рисунках зображені залежності, у яких змінювалося тільки значення похибки зміщення нуля акселерометра X . Тому можна відстежити вплив цієї похибки на погрішності визначення похибок зміщення нуля по двом іншим осям. Цей вплив добре пояснюється перехресними зв'язками у формулах (3.29). Тобто, коли похибка зміщення нуля акселерометра X значно більше похибок зміщення нуля по інших осях, це приводить до значного росту погрішності визначення цих похибок.

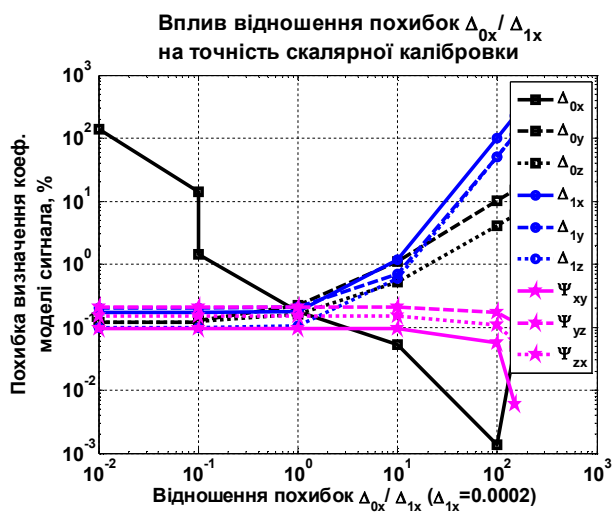


Рис. 3.8. Вплив відношення величин похибки зміщення нуля й похибки масштабного коефіцієнта акселерометра X при $\Delta_{1x} = 0,0002; \Delta_{1y} = 0,0004; \Delta_{1z} = 0,0004$

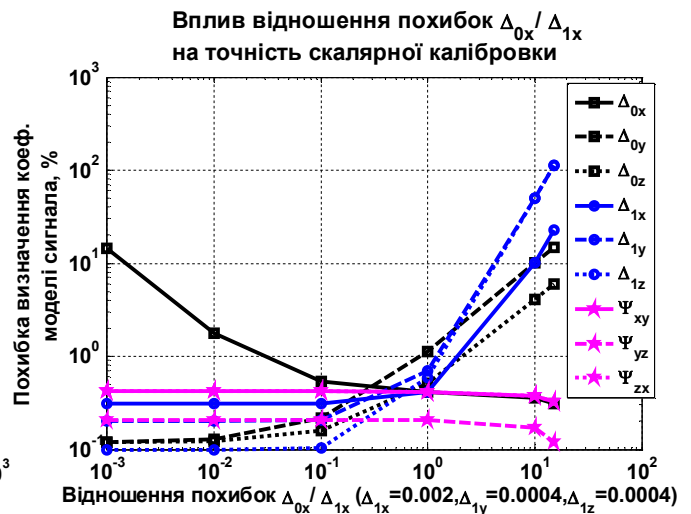


Рис. 3.9. Вплив відношення величин похибки зміщення нуля й похибки масштабного коефіцієнта акселерометра X при $\Delta_{1x} = 0,002; \Delta_{1y} = 0,0004; \Delta_{1z} = 0,0004$

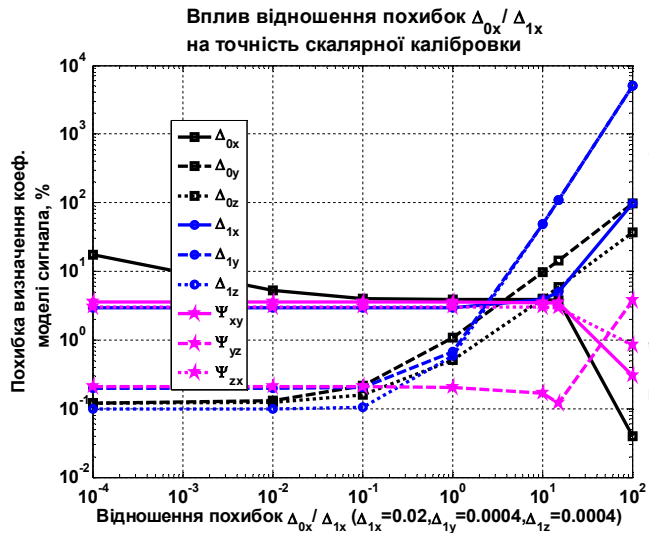


Рис. 3.10. Вплив відношення величин похибки зміщення нуля й похибки масштабного коефіцієнта акселерометра X при $\Delta_{1x} = 0,02; \Delta_{1y} = 0,0004; \Delta_{1z} = 0,0004$

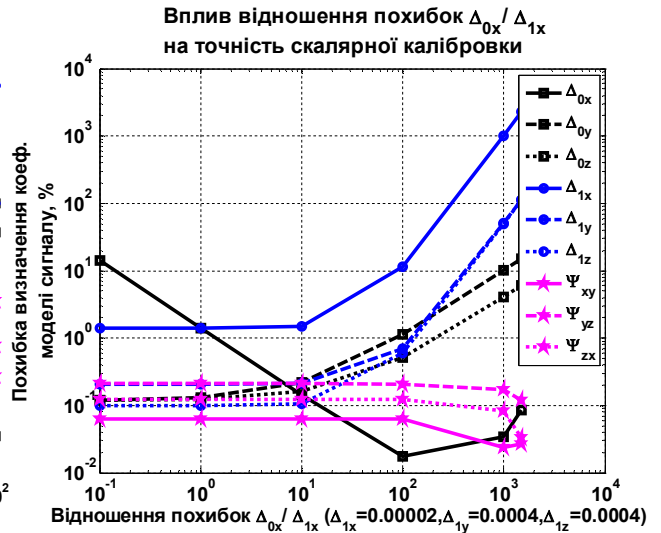


Рис. 3.11. Вплив відношення величин похибки зміщення нуля й похибки масштабного коефіцієнта акселерометра X при $\Delta_{1x} = 0,00002; \Delta_{1y} = 0,0004; \Delta_{1z} = 0,0004$

На рис. 3.12-рис. 3.13 приведені графіки погрішностей визначення похибок моделі сигналу акселерометрів при одночасній зміні величин похибок зміщення нулів усіх датчиків. Характер зміни погрішностей аналогічний до рис. 3.8.4-рис. 3.11, тільки в цьому випадку при одночасному зменшенні похибок зміщення нулів стосовно похибок масштабних коефіцієнтів не спостерігається росту погрішностей визначення похибок зміщення нулів. З рис. 3.12-рис. 3.13 можна побачити, що при рівнях похибок зміщення нуля й масштабного коефіцієнта до 1% погрішність калібрування перебуває в межах до 5%.

На рис. 3.14-3.15 приведені залежності погрішностей визначення коефіцієнтів моделі сигналу залежно від величини похибок від перехресних зв'язків і перекосів осей ($\alpha_{xz}, \alpha_{xy}, \alpha_{yz}, \alpha_{yx}, \alpha_{zy}, \alpha_{zx}$). Потрібно сказати, що ці коефіцієнти відображають не тільки похибки перекосу осей, але й наявність перехресних зв'язків. Графіки на цих рисунках показують сильну залежність погрішностей визначення коефіцієнтів моделі сигналу від величини α_{ij} ($i = x, y, z; j = x, y, z; i \neq j$).

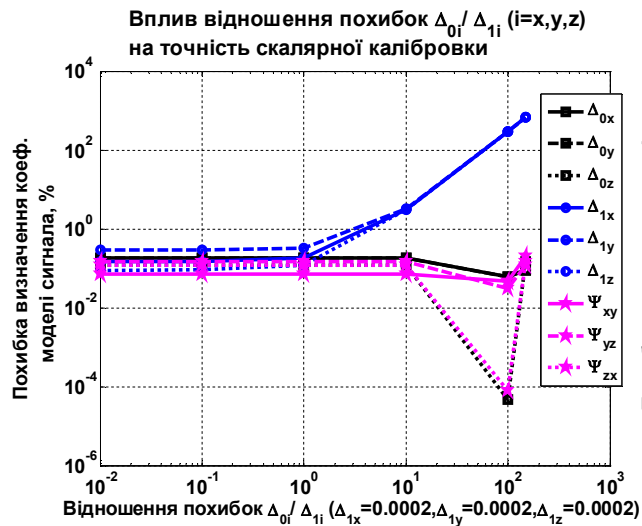


Рис. 3.12. Вплив відношення величини похибки зміщення нуля й похибки масштабного коефіцієнта акселерометрів при $\Delta_{1x}=0,0002; \Delta_{1y}=0,0002; \Delta_{1z}=0.0002$

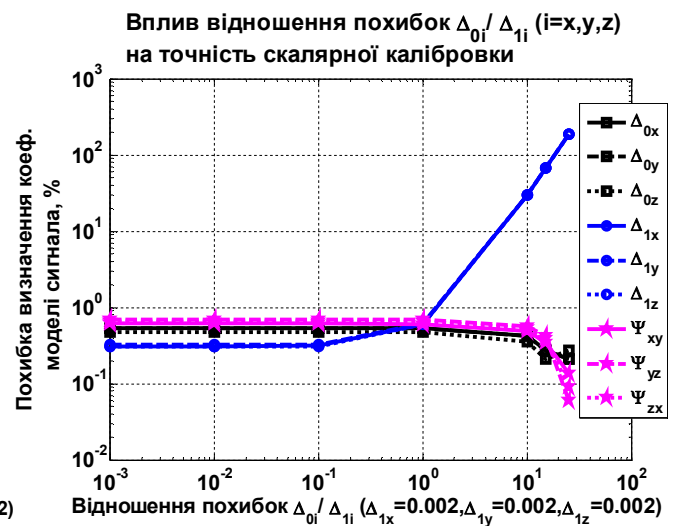


Рис. 3.13. Вплив відношення величини похибки зміщення нуля й похибки масштабного коефіцієнта акселерометрів при $\Delta_{1x}=0,002; \Delta_{1y}=0,002; \Delta_{1z}=0,002$

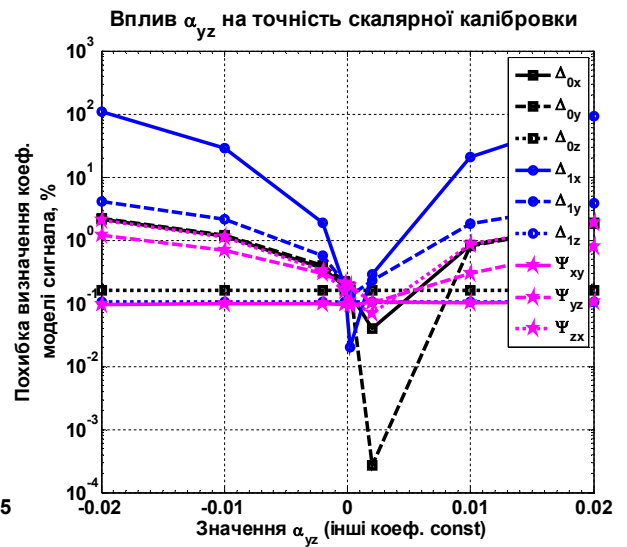
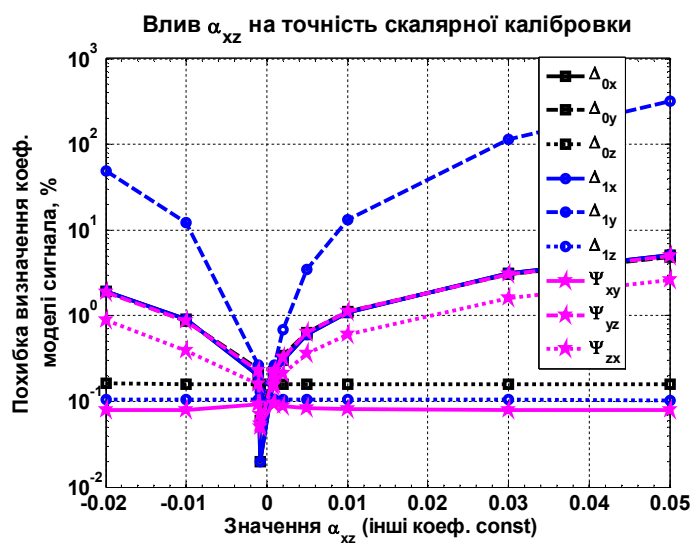


Рис. 3.14. Вплив величини тільки однієї з похибок α_{ij} ($i=x,y,z; j=x,y,z; i \neq j$)

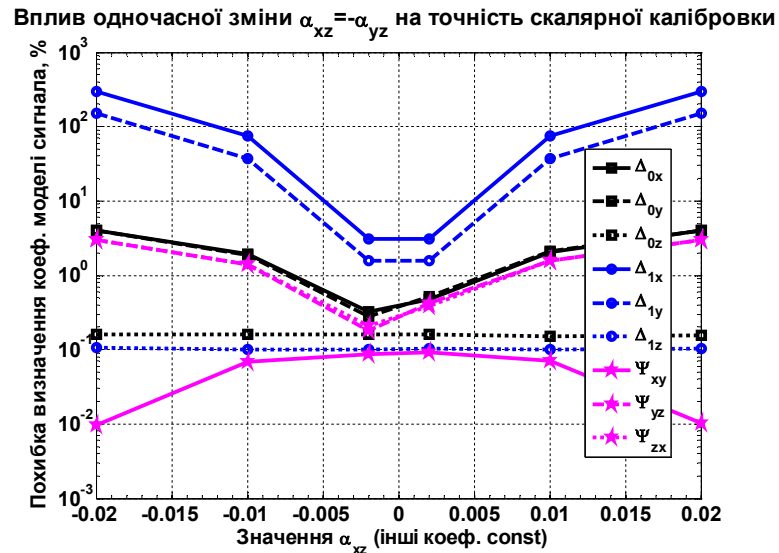


Рис. 3.15. Вплив величин двох похибок α_{ij} ($i = x, y, z; j = x, y, z; i \neq j$) одного акселерометра одночасно

З рисунків видно, що найбільше від коефіцієнтів α_{ij} залежать погрешності визначення масштабних коефіцієнтів. Якщо міняється тільки один коефіцієнт α_{ij} , то графік кривої погрешності зростає повільніше (погрешність в 10% при значенні $\alpha_{xz} = 0,01$). Якщо рівень перехресних зв'язків у кожному каналі тільки по одному з коефіцієнтів досягає 1% (інші коефіцієнти α_{ij} повинні бути менше на порядок), то погрешність визначення коефіцієнтів моделі досягає 20%.

Якщо коефіцієнти міняються разом, то графік кривої погрешності зростає значно швидше. У цьому випадку для забезпечення 10% погрешності, похибки від перехресних зв'язків і перекосу осей повинні бути не більш 0,005.

На рис. 3.16 показано залежності погрешностей скалярного калібрування від інтенсивності шумів датчиків (ліва частина рисунка) і їх еквівалентної неврахованої похибки. Приведені результати були отримані для вибірок об'ємом 10000 значень для кожного змодельованого значення інтенсивності шуму. Вважалося, що акселерометри мають шум з нормальним законом розподілу. Математичне сподівання погрешностей визначення похибок датчиків

не перевищує 0,9%. Потрібно відзначити, що 68,2% значень нормального розподілу попадає в границі $\pm\sigma$, а 95,4% — $\pm 2\sigma$.

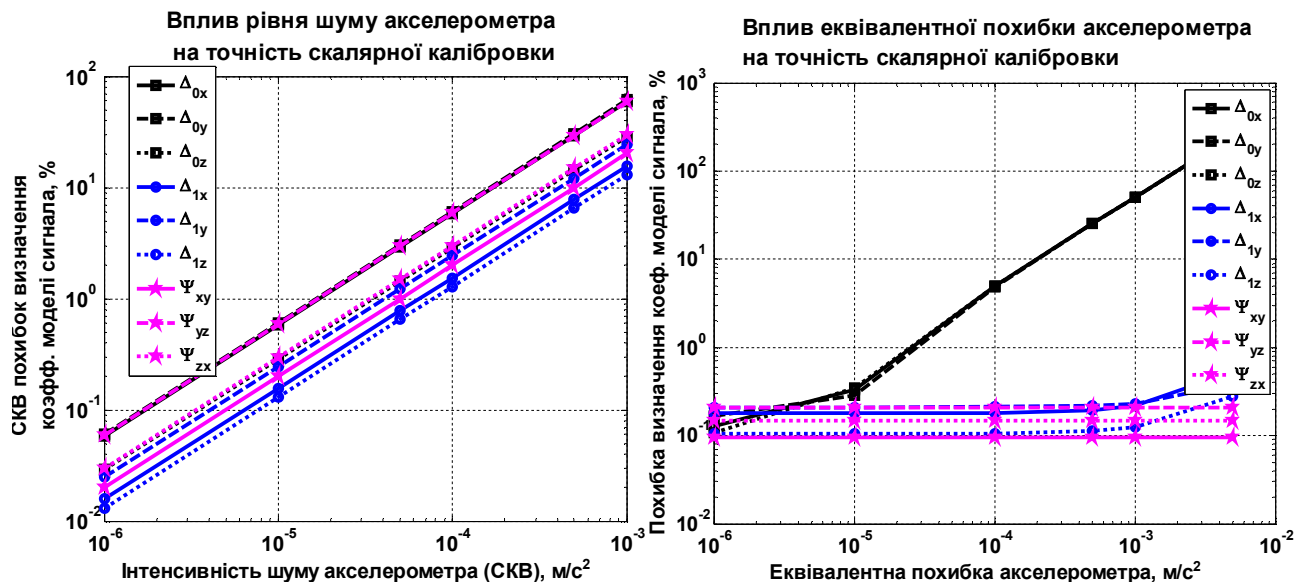


Рис. 3.16. Вплив рівня шуму акселерометра на точність скалярного калібрування

Із графіків на рис. 3.16 видно, що шум у вихідному сигналі датчика впливає на погрішності визначення всіх без винятку похибок датчиків. Вони відображають значення СКВ погрішності калібрування. Максимальне значення погрішності калібрування в більшості випадків дорівнює подвоєному значенню, приведеному на графіках на рис. 3.16.

Приведені графіки дозволяють оцінити рівень похибок датчиків, при якому можливе застосування методики скалярного калібрування. Якщо встановити границею застосування скалярної методики величину погрішності в 10%, то її доцільно застосовувати до акселерометрів з рівнем інтенсивності шуму не більш 10^{-4} m/s^2 (середньоквадратичне відхилення).

Результати представлених досліджень наведені у працях [99, 101-106].

Висновки до розділу 3

1) За допомогою методу МГУА знайдено оптимальну модель сигналу чутливих елементів: $U_4 = u_0 + k_{zx}a_x + k_{zy}a_y + k_z a_z$.

2) Удосконалено метод векторної калібровки шляхом оцінювання коефіцієнтів математичної моделі за допомогою фільтра Калмана з введенням змінних стану, що характеризують шумові складові похибки чутливих елементів, для покращення збіжності результатів калібровки. Для цього було описано структуру шумів інерціальних датчиків, параметри яких можна ідентифікувати за допомогою методу варіацій Алана. Модель шумів датчиків (містить у собі чотири типи шуму: флікер-шум, випадкове блукання по швидкості/куту, випадкове блукання по кутовій швидкості/прискоренню, шум відходу) використана для розробки розширеного фільтра Калмана.

3) Показано переваги застосування розширеного фільтра Калмана для оцінки калібровочних коефіцієнтів. Запропонований алгоритм дає вигравш у швидкості збіжності оцінок калібровочних коефіцієнтів. Розроблений алгоритм має високу чутливість до задання параметрів шумів і врахування їх впливу на коефіцієнти перехресних зв'язків. Складнощі, які при цьому виникають, пов'язані з визначенням цих характеристик при одночасній присутності декількох типів шумів, серед яких один є домінуючим.

4) Показано, що скалярне калібрування доцільно застосовувати до датчиків з рівнем шуму не більш 10^{-4} м/с² (середньоквадратичне відхилення).

5) Для успішного використання методу скалярного калібрування величина похибка зміщення нуля позиційного датчика (акселерометра в моделі (3.20)) повинна бути не більш 0,01 (наприклад, 1% від величини скаляра $G = 9,81 \frac{m}{c^2}$) і не перевищувати безрозмірну похибку масштабного коефіцієнта (абсолютне значення похибки потрібно розраховувати як процентне відношення від абсолютного значення масштабного коефіцієнта). Якщо похибки зміщення нуля й похибки масштабних коефіцієнтів величини одного рівня і не перевищують 1%, то можливо зменшити погрішність скалярного калібрування до 5%.

6) Скалярне калібрування чутливе до наявності перехресних зв'язків у сигналі датчика. Якщо рівень похибок від перехресних зв'язків і перекосу осей у кожному каналі тільки по одному з коефіцієнтів α_{ij} досягає 0,01 (інші коефіцієнти α_{ij} повинні бути менші на порядок), то погрішність визначення коефіцієнтів досягає 20%. Якщо величина коефіцієнтів α_{ij} міняється однаково, то для забезпечення погрішності калібрування на рівні 10% похибки від перехресних зв'язків і перекосу осей повинні бути не більш 0,005.

РОЗДІЛ 4

ДОСЛІДЖЕННЯ ІНЕРЦІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ РУХУ ЛЮДИНИ



Рис.4.1. Інерціальна система оцінки параметрів руху людини

Система «**BODY NAVIGATION SYSTEM**» призначена для вимірювання параметрів руху частин тіла людини у місці установки чутливих елементів. Представлена на рис.4.1 система була розроблена для оцінки кінематичних параметрів руху верхніх кінцівок людини. Чутливими елементами *інерціальної системи оцінки кінематичних параметрів руху людини* являються три інерціальні вимірювальні блоки ADIS16400/ADIS16405, котрі містять тріаду датчиків кутової швидкості, тріаду акселерометрів та магнітометрів. Інерціальні вимірювальні блоки системи «**BODY NAVIGATION SYSTEM**» називаються Sensor 1, Sensor 2, Sensor 3 (див. рис.4.1). Основні характеристики чутливих елементів кожного з ІВБ приведені в табл. 4.1.

Таблиця 4.1. Характеристики чутливих елементів, що входять до складу ІВБ ADIS16400/ADIS16405

Чутл. елемент Параметр	ДКШ	Акселерометри	Магнітометри
Діапазон вимірювання	$\pm 75^\circ/c$ $\pm 150^\circ/c$ $\pm 300^\circ/c$	$\pm 18g$	$\pm 3.5 Gc$
Чутливість	$\pm 0,0125^\circ/c/LSB$ $\pm 0,025^\circ/c/LSB$ $\pm 0,05^\circ/c/LSB$	$\pm 3,33 mg/LSB$	$\pm 0,5 mGc/LSB$
Нелінійність	0,1%	0,1%	0,5%
Неортогональність осей чутливості	$\pm 0,5^\circ$	$\pm 0,5^\circ$	$\pm 0,5^\circ$
Початкова похибка зміщення нуля	$\pm 3^\circ/c$	$\pm 50 mg$	$\pm 4 mGc$
Нестабільність зміщення нуля в запуску, 1σ	$\pm 25^\circ/год$	$\pm 0,2 mg$	$\pm 2 mGc$
Спектральна щільність шуму	$\pm 0,05^\circ/c/\sqrt{Гц}$	$\pm 0,5 mg/\sqrt{Гц}$	$\pm 0,066 mGc/\sqrt{Гц}$
Ширина смуги пропускання на рівні 3 дБ	330 Гц	330 Гц	330 Гц

Інформація, яку надає система «**BODY NAVIGATION SYSTEM**»:

1) кутові швидкості об'єкта у місці установки ІВБ - $\omega_x, \omega_y, \omega_z$. Кутова швидкість вимірюється в [градус/с], характеризує обертання навколо вісей блоку;

2) прискорення, що діють на об'єкт у місці установки ІВБ - a_x, a_y, a_z . Прискорення вимірюється в $[m/c^2]$, у системі координат зв'язаній з ІВБ;

3) кути орієнтації окремого ІВБ – курс, тангаж, крен. Кінематика кутового положення блока показана на рис.2.6. Діапазон значень кутів курсу - $\pm 180^\circ$, кут тангажа - $\pm 90^\circ$, кут крену - $\pm 180^\circ$;

4) суглобові кути сегментів - відповідно до прийнятої біомеханічної моделі скелету та рекомендацій міжнародного товариства з біомеханіки, вимірюються в [градус];

5) лінійна швидкість сегмента в точці установки ІВБ. Швидкість видається в $[м/с]$, у системі координат зв'язаній з ІВБ;

6) лінійні переміщення вузлової точки сегменту відносно кореневого вузла.

Точність і достовірність результатів будь-якої технічної системи залежить як від якості чутливих елементів, що в ній використовуються, так і від коректності використовуваних алгоритмів комплексування різномірних даних. Коректність і якість виконання комплексної обробки даних неможлива без точної і достовірної інформації від первинних чутливих елементів. А тому питанням визначення характеристик чутливих елементів та їх можливих змін під час реальних умов експлуатації потрібно приділяти значну увагу. Перша частина даного розділу присвячена експериментальній перевірці точності первинних чутливих елементів ІВБ: у ній визначено калібровочні параметри за допомогою добре зарекомендованих класичних методик та розглядуваним у дисертації скалярним методом, перевірено теоретичні дослідження щодо застосовності методу скалярного калібрування для датчиків низької та середньої точності. У другій частині даного розділу виконано дослідження точності розробленого алгоритму БКВ, який використовується для початкової виставки ІСОПРЛ. Алгоритми типу БКВ також можуть використовуватися при безпосередній роботі ІСОПРЛ. У цій частині експериментально підтверджено значний вплив прискорення об'єкта на точність визначення орієнтації об'єкта за допомогою алгоритму БКВ. У третій частині даного розділу виконано модельне дослідження комплексного алгоритму роботи ІСОПРЛ з використанням біомеханічної моделі тіла людини. Показано відповідність отриманих оцінок параметрів відповідно до теоретичних

розрахунків. Також було виконано експериментальну перевірку роботи системи на еталонному стенді, що імітує роботу верхньої кінцівки.

4.1. Калібрування первинних чутливих елементів інерціальних вимірювальних блоків

У пункті 3.1 було описано ряд математичних моделей вихідних сигналів чутливих елементів та серед них обрано оптимальну, яка використовується при проведенні калібрування. Для тріади чутливих елементів модель вихідних сигналів матиме вигляд (тут, для прикладу, записаний вихідний сигнал магнітометрів):

$$\begin{cases} u_x = k_{xx}m_x + k_{xy}m_y + k_{xz}m_z + U_{x0}; \\ u_y = k_{yx}m_x + k_{yy}m_y + k_{yz}m_z + U_{y0}; \\ u_z = k_{zx}m_x + k_{zy}m_y + k_{zz}m_z + U_{z0}. \end{cases} \quad (4.31)$$

Модель сигналів (4.31) можна записати в компактному вигляді, користуючись векторно-матричною формою запису

$$\vec{u} = K_{3 \times 3} \vec{m} + \vec{U}_0 = \begin{bmatrix} k_{xx} & k_{xy} & k_{xz} \\ k_{yx} & k_{yy} & k_{yz} \\ k_{zx} & k_{zy} & k_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} U_{x0} \\ U_{y0} \\ U_{z0} \end{bmatrix}. \quad (4.32)$$

Модель (4.32) прекрасно описує вихідні сигнали акселерометрів та магнітометрів, а для ДКШ виробники завжди паспортизують чутливість зміщення нуля датчика до впливу лінійного прискорення. Лінійне прискорення не являється інформаційним сигналом, який вимірює ДКШ. Його вплив полягає в зміні величини зміщення нуля ДКШ в залежності від прискорення, що діє по вісі чутливості датчика. Цей ефект пояснюється наявністю рухомих частин підвісу чутливих елементів та їх кінцевою жорсткістю. Для ДКШ необхідно враховувати вплив лінійного прискорення відповідною зміною математичної моделі зміщення нуля (див. [34, с.131])

$$\vec{u}_\omega = K_{3 \times 3} \vec{\omega} + \vec{U}_{\omega 0} = \begin{bmatrix} k_{xx} & k_{xy} & k_{xz} \\ k_{yx} & k_{yy} & k_{yz} \\ k_{zx} & k_{zy} & k_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} U_{\omega x 0} \\ U_{\omega y 0} \\ U_{\omega z 0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_{xx} & b_{xy} & b_{xz} \\ b_{yx} & b_{yy} & b_{yz} \\ b_{zx} & b_{zy} & b_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix}. \quad (4.33)$$

Першим кроком досліджень було виконано калібровку чутливих елементів, використовуючи добре відомі [34] методи найменших квадратів та тестових поворотів.

4.1.1. Калібрування акселерометрів

ІВБ були закріплені в спеціальному оснащенні, що забезпечує ортогональну орієнтацію датчиків (рис.4.2). Розташування блоків у оснащенні виконувалося таким чином, щоб вісі ІВБ із однаковими позначеннями були колінеарними.

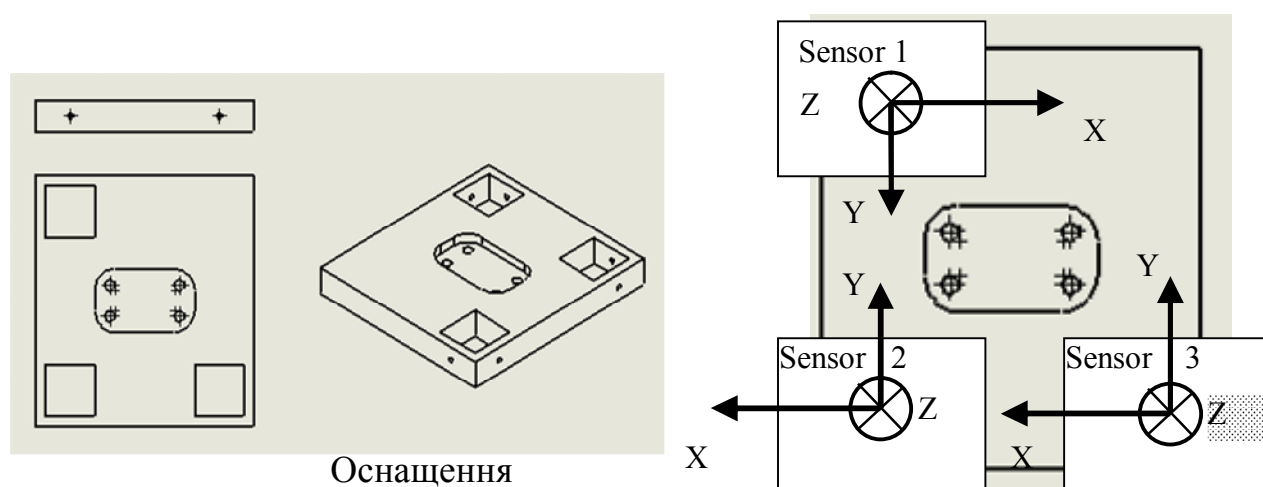


Рис.4.2. Оснащення та положення ІВБ у ньому

Оснащення з установленими ІВБ установлювалося на ОДГ таким чином, щоб вісь вала ОДГ і вісі X блоків датчиків співпадали (рис .4.3).

Для калібровки акселерометрів методом найменших квадратів [34] було задано 333 точки орієнтації оснащення. Орієнтація оснащення задавалася наступним чином: було визначено 9 значень кута тангажа від 0 до 80 градусів з дискретністю 10 градусів, а для кожного значення кута тангажу задавалося 37 положень по куту крену від 0 до 360 градусів через 10 градусів. На рис.4.4 показано графіки зміни осереднених сигналів акселерометрів у положеннях, які задавалися поворотом на ОДГ (точки калібровки).



Рис. 4.3. ІВБ в оснащенні та оснащення з ІВБ, закріплене на ОДГ

Похибка вимірювання прискорення не відкаліброваними акселерометрами кожного з ІВБ показана на рис. 4.5. Максимальне значення похибки вимірювання прискорення невідкаліброваними акселерометрами становило $0,4 \frac{m}{c^2}$ (не беручи до уваги один аномальний викид). Як видно з графіків, похибки акселерометрів містять як постійну, так і змінну складову, що вказує на недостатню точність калібровочних параметрів, що вшиті в пам'ять ІВБ ADIS16400/16405. Первинне калібрування виконувалося відповідно до заданих положень ІВБ за допомогою методу найменших квадратів. Отримані результати калібровки будуть надалі використовуватися як еталон і відлікова точка для перевірки теоретичних висновків, отриманих в розділі 3. У табл.4.2 приведені калібровочні параметри для одного з ІВБ, так як результати двох інших дуже близькі й не несуть змістовно нової інформації для досліджень. Також у цій таблиці приведені результати калібрування цього ж ІВБ методом тестових поворотів.

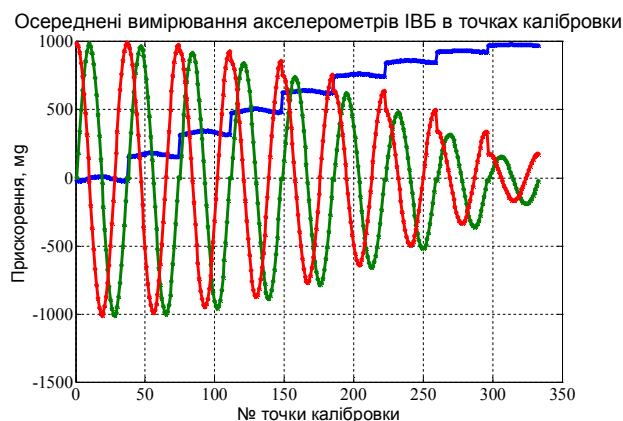


Рис.4.4. Зміна вихідних сигналів акселерометрів IBБ при виконанні калібровки

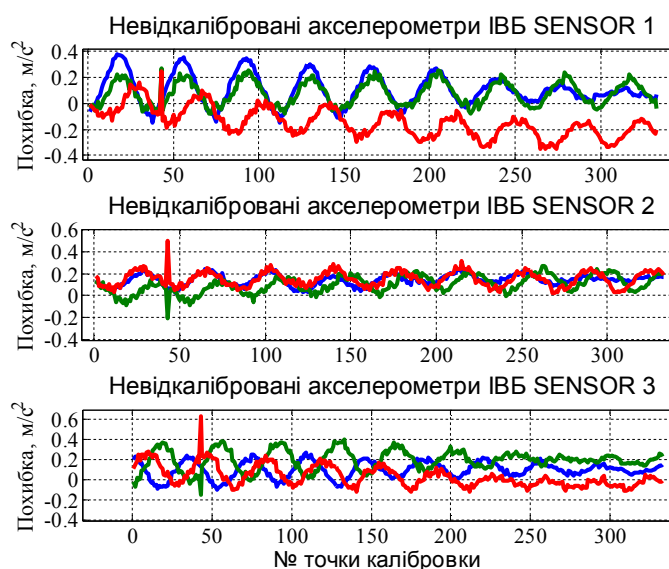


Рис.4.5. Похибки невідкаліброваних акселерометрів кожного з IBБ ІСОПРЛ при виконанні калібровки

Таблиця 4.2. Результати еталонного калібрування акселерометрів IBБ

Параметр	Метод найменших квадратів	Метод тестових поворотів
Калібровочна матриця $K_{3 \times 3}$, $\frac{mg}{m/c^2}$	$\begin{bmatrix} -101.71 & -0.874 & 0.042 \\ 1.339 & -102.04 & 1.003 \\ -0.120 & -1.020 & -101.69 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -102.01 & -0.858 & -1.630 \\ 0.835 & -102.05 & 0.725 \\ 1.363 & -0.866 & -101.82 \end{bmatrix}$
Зміщення нулів \vec{U}_0 , mg	$[-13.205 \quad -2.439 \quad -16.101]^T$	$[-13.492 \quad -3.2279 \quad -15.322]^T$

Як видно з результатів, приведених в табл. 4.2, калібровочні параметри отримані за допомогою методу найменших квадратів та методу тестових поворотів дуже близькі. У якості еталонних значень будемо використовувати результати, отримані з методу найменших квадратів, так як цей метод являється інтегральним і найменш чутливий до похибок чутливих елементів та алгоритму постановки експерименту. Графіки абсолютної похибки акселерометрів з використанням калібровочних параметрів показані на рис.4.6.

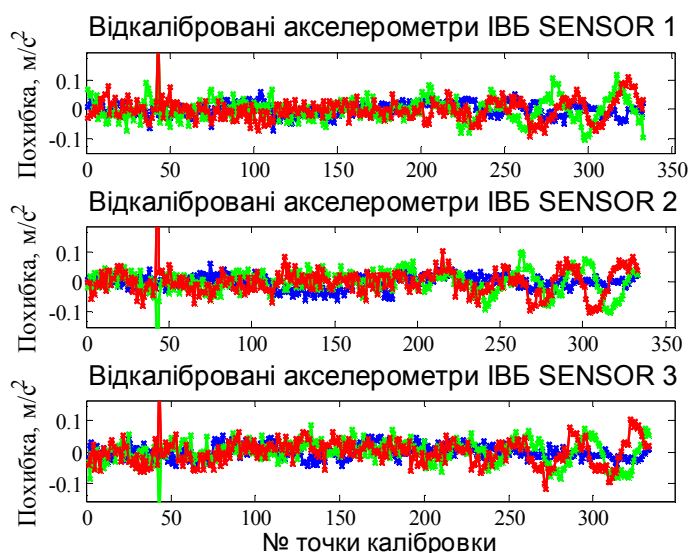


Рис.4.6. Похибки відкаліброваних акселерометрів кожного з ІВБ ІСОПРЛ при виконанні калібровки

Для акселерометрів кожного з ІВБ максимальна абсолютна похибка вимірювання прискорень не перевищує $\pm 0,09 \text{ м/с}^2$; середнє значення похибки (в м/с^2) відповідно по вісям X , Y , Z - $-3 \cdot 10^{-6}$, $3,8 \cdot 10^{-8}$, $8,4 \cdot 10^{-8}$; СКВ (в м/с^2) - 0.022, 0.039, 0.043.

4.1.2. Калібрування датчиків кутової швидкості

Калібрування датчиків кутової швидкості проводилося в два етапи. Першим етапом було калібрування на поворотному столі МПУ-5. На даному етапі визначалися масштабні коефіцієнти ДКШ, коефіцієнти перехресного зв'язку, зміщення нуля. Отримані на даному етапі зміщення нуля не є істинними, бо як було сказано вище, для мікромеханічних ДКШ характерна залежність зміщення нуля від дії прискорення. Ці зміщення нуля містять істинне зміщення нуля, а також складову чутливості до прискорення, яка буде відкалібрована на 2-му етапі на ОДГ.

Для проведення калібрування ІВБ установлювалися на МПУ, таким чином щоб їх вісі чутливості співпадали з віссю обертання МПУ для ряду заданих кутових швидкостей спочатку навколо вісі X , потім навколо вісі Z , і в кінці навколо вісі Y (див. рис. 4.7). Числові значення кут. швидкості стану були наступні (знак «-» значить обертання стану за годинниковою стрілкою): від $0^\circ/\text{с}$ до $120^\circ/\text{с}$ з кроком 10, а також кут. швидкості $135^\circ/\text{с}$, $150^\circ/\text{с}$; від $0^\circ/\text{с}$ до $-120^\circ/\text{с}$ з кроком -10, а також кут. швидкості $-135^\circ/\text{с}$, $-150^\circ/\text{с}$.



Рис. 4.7. ІВБ установлені в оснащенні на МПУ-5

Калібровочні параметри, визначені на МПУ-5, приведені в табл. 4.3. Графіки абсолютної похибки вимірювання кутової швидкості відкаліброваними датчиками і невідкаліброваними зображено на рис.4.9.

Таблица 4.3. Результати еталонного калібрування ДКШ ІВБ

Параметр	Метод найменших квадратів
Калібровочна матриця $K_{3 \times 3}$, $\frac{^\circ/c}{рад}$	$\begin{bmatrix} 57.3352 & 0.2077 & 0.4306 \\ -0.9463 & 57.2763 & 0.0587 \\ 2.5387 & 1.0577 & 57.2904 \end{bmatrix}$
Зміщення нулів \vec{U}_0 , $^\circ/c$	$[0.1623 \quad 0.1090 \quad -0.2663]^T$

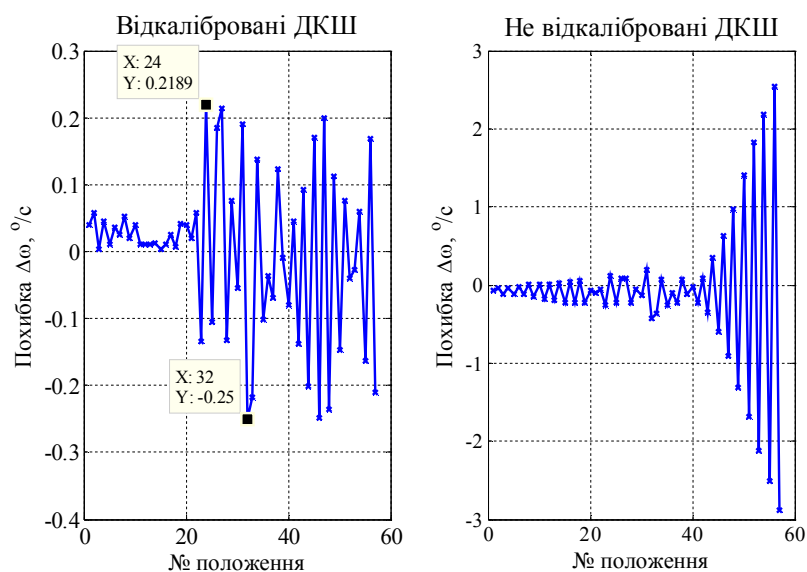


Рис.4.9. Абсолютні похибки вимірювання кутової швидкості відкаліброваними і не відкаліброваними блоками (графік для вісі ОУ)

Приведені стрибки показів невідкаліброваних датчиків (справа на рис.4.9) викликані дією перехресної складової кутової швидкості (тобто впливом обертання об'єкта навколо вісі відмінної від вісі чутливості датчика). Абсолютна похибка вимірювання кутових швидкостей після калібрування – $\pm 0,25 \text{ } ^\circ/\text{с}$, середнє значення похибки калібрування – $0.71 \cdot 10^{-3} \text{ } ^\circ/\text{с} = 2.56 \text{ } ^\circ/\text{год}$, СКВ – $0.1129 \text{ } ^\circ/\text{с} \approx 406 \text{ } ^\circ/\text{год}$.

За допомогою методу тестових поворотів [36] було знайдено параметри математичної моделі (4.33), що описує істинне зміщення нуля та вплив лінійного прискорення на вихідний сигнал ДКШ:

$$\begin{bmatrix} U_{\omega x 0} & U_{\omega y 0} & U_{\omega z 0} \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} 0.0837 & 0.0921 & -0.2472 \end{bmatrix}^T \text{ } ^\circ/\text{с} = \begin{bmatrix} 301.3 & 331.6 & -889.9 \end{bmatrix}^T \text{ } ^\circ/\text{год};$$

$$\begin{bmatrix} b_{xx} & b_{xy} & b_{xz} \\ b_{yx} & b_{yy} & b_{yz} \\ b_{zx} & b_{zy} & b_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.00187 & 0.01087 & -0.01205 \\ 0.00625 & 0.00304 & 0.00127 \\ 0.01185 & 0.00015 & 0.00108 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \text{ } ^\circ/\text{с} \\ \text{м}/\text{с}^2 \end{pmatrix}.$$

На рис.4.10.а показано осередненні сигнали похибок ДКШ в калібровочних положеннях до калібрування, а на рис.4.10.б – цей ж сигнал з використанням всіх обчислених калібровочних параметрів. На рис. 4.11 дано аналогічні сигнали, але для обчислення вихідних сигналів ДКШ використовувалися лише калібровочні параметри з табл.4.3.

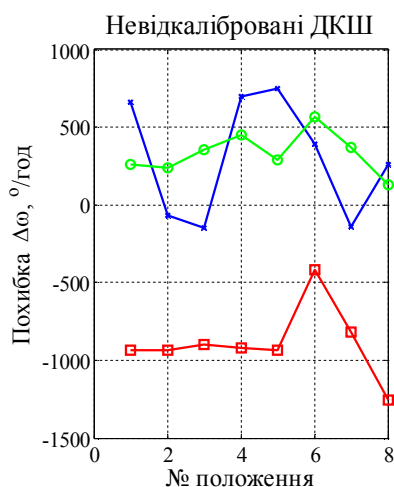


Рис.4.10.а

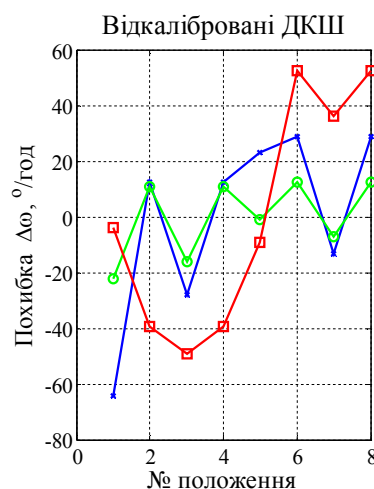


Рис.4.10.б

Осереднені сигнали похибок ДКШ в калібровочних положеннях до та після калібрування з використанням моделі (4.33)

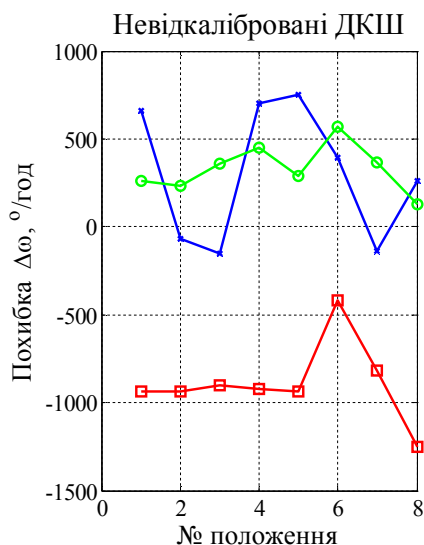


Рис.4.11.а

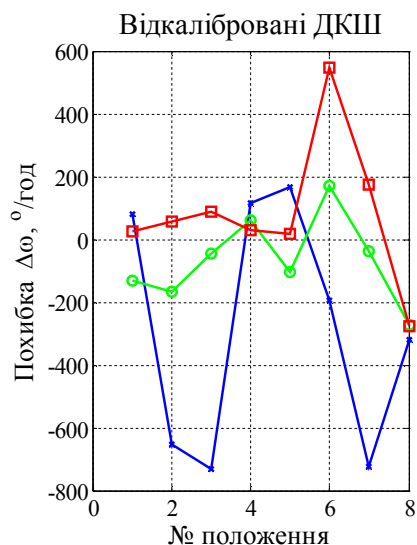


Рис.4.11.б.

Осереднені сигнали похибок ДКШ в калібровочних положеннях до та після калібровки з використанням параметрів з табл.4.3

Як видно з графіків похибки на рис.4.11.б, оцінка зміщень нулів ДКШ без урахування впливу лінійного прискорення дає незначне зменшення їх невизначеності, і знаходиться практично в тих самих межах, що й до калібрування. З рис. 4.10.б видно, що при врахуванні впливу дії прискорення невизначеність зміщення нуля ДКШ не перевищує $\pm 60^{\circ}/год$. Дана похибка трохи перевищує значення, що припускалися при теоретичних дослідженнях ІСОПРЛ.

4.1.3. Калібрування магнітометрів

Магнітометри калібрувалися методом найменших квадратів шляхом установки оснащення з ІВБ на поворотній установці КПА-5 у тестові положення з відомою орієнтацією відносно площини горизонту та напрямку на магнітну північ. Положення оснащення задавалося кутом курсу та кутом крену. Випробування проводилися на немагнітному полігоні у с. Анісов Чернігівської області. Складові вектора індукції магнітного поля Землі в Анісові були наступні: горизонтальна складова $H = 189.64$ мГс, вертикальна складова $Z = -469.62$ мГс.

Для калібрування магнітометрів методом найменших квадратів було задано 50 точок орієнтації оснащення. Орієнтація задавалася наступним чином: було

визначено 25 значень кута курсу від 0 до 360 градусів з дискретністю 15 градусів, і даний набір тестових положень виставлявся для двох значень кута тангажа в 10 та 15 градусів. На рис.4.12 показано ІВБ установлені на КПА-5, а на рис.4.13 – графіки зміни розрахованих проекцій магнітного поля Землі у точках калібровки.



Рис. 4.12. Оснащення з ІВБ на КПА-5

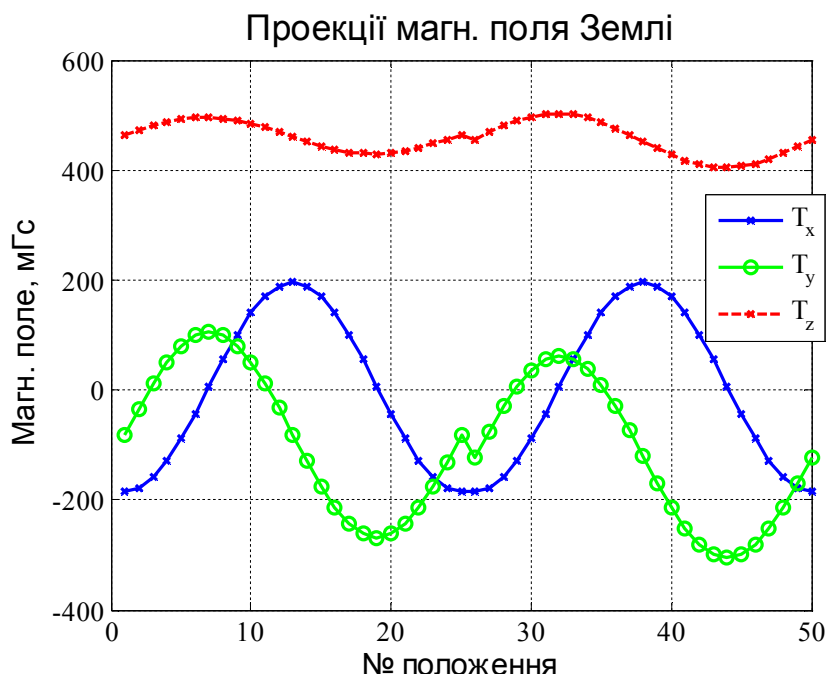


Рис. 4.13. Проекції вектора індукції магнітного поля Землі на осі, зв'язані з ІВБ

Калібровочні параметри магнітометрів, визначені методом найменших квадратів, приведені в табл. 4.4.

Таблиця 4.4. Результати еталонного калібрування магнітометрів ІВБ

Параметр	Метод найменших квадратів
Калібровочна матриця $K_{3 \times 3}, \frac{мГс}{мГс}$	$\begin{bmatrix} 0.9535 & -0.0128 & 0.0095 \\ 0.0155 & 0.9574 & 0.0063 \\ 0.0117 & -0.0085 & 0.9504 \end{bmatrix}$
Зміщення нулів $\vec{U}_0, мГс$	$[-207.13 \quad 260.25 \quad -176.75]^T$

Похибки вимірювання магнітного поля невідкаліброваними і відкаліброваними магнітометрами ІВБ показані на рис. 4.14.

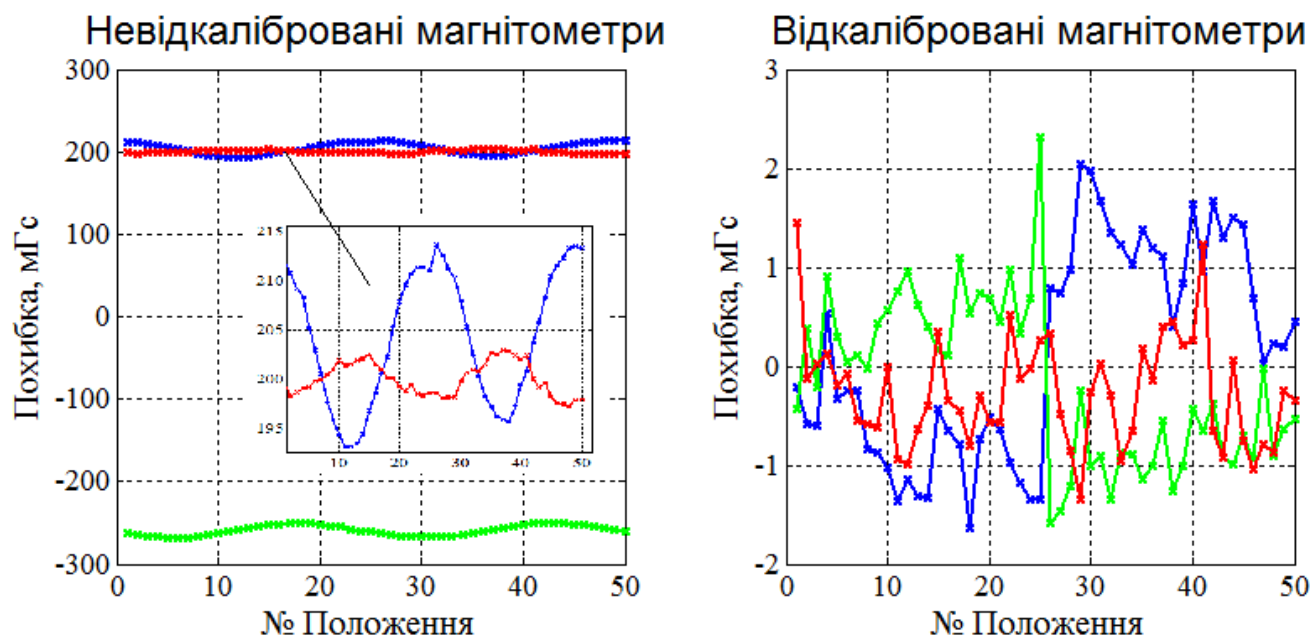


Рис.4.14. Похибки невідкаліброваних і відкаліброваних магнітометрів

Для відкаліброваних магнітометрів кожного з ІВБ максимальна абсолютна похибка вимірювання магнітного поля не перевищує $\pm 2,3$ мГс; середнє значення похибки відповідно по вісям X , Y , Z (в мГс) – 0.14, -0.18, 0.26; СКВ (в мГс) – 1.07, 0.83, 0.56. Для невідкаліброваних магнітометрів із-за великих зміщень нулів нерационально приводити середні і максимальні значення похибок вимірювання, адже вони будуть великі (на рівні неоцінених зміщень нулів). Для порівняння приведемо СКВ похибки вимірювання невідкаліброваними магнітометрами (в мГс) – 6.78, 6.21, 1.68. Приведені результати підтверджують правильність виконання калібрування чутливих елементів та можливість використання розрахованих параметрів, як еталонних значень для перевірки скалярного методу калібрування.

4.1.4. Скалярне калібрування акселерометрів та магнітометрів

З часом параметри чутливих елементів можуть змінюватися. Умови, в яких працюють чутливі елементи ІВБ, відрізняються від умов проведення первинних процедур калібрування, а тому залишається актуальним (особливо для недорогих мікромеханічних систем) оцінка змін калібровочних параметрів перед запуском роботи системи. При цьому такі процедури мають бути максимально простими і

мінімально прив'язаними до складного і дорогого обладнання. Таким методом являється скалярне калібрування, для виконання якого не потрібно апіорних знань про орієнтацію блока, тобто не потрібно спеціалізованого обладнання, а необхідно лише знання модуля вимірюваного вектора і забезпечення незмінності цієї величини. У розділі 3 було теоретично показано можливість застосування даного методу до середньо і низько точних чутливих елементів. Описаний метод можна застосувати лише для акселерометрів та магнітометрів, так як їх похибки у їхніх сигналах значно менші за модуль вимірюваного вектора. Для ДКШ таким природним вектором є вектор кутової швидкості Землі, проте рівень шуму та невизначеність зміщення нуля (порядку $60^\circ/\text{год}$) не дає змогу виконати калібрування згідно вихідних положень цього методу. А тому далі експериментально перевіримо висновки, отримані щодо скалярного калібрування в розділі 3, використовуючи акселерометри та магнітометри.

Для коректності застосування скалярної калібровки необхідно, щоб похибки від перехресних зв'язків і перекосу вісей були величинами рівня 0,01, або 0,005 – якщо всі вони мають однаковий знак. Відповідно до методу, розрахуємо нормалізовані значення цих коефіцієнтів, користуючись виразами з формул (3.18), (3.19)

$$\alpha_{ij} = \frac{k_{ij}}{k_{ii}}, \quad i \neq j, \quad (4.34)$$

де k_{ij} – позадіагональні елементи калібровочних матриць; k_{ii} – масштабні коефіцієнти по відповідному каналу ІВБ (X , Y , Z).

Відповідно до формули (4.34) були розраховані матриці коефіцієнтів α_{ij} :

а) акселерометри	б) магнітометри
$\begin{bmatrix} 0 & 0.0086 & -0.0004 \\ -0.0131 & 0 & -0.0098 \\ 0.0012 & 0.0100 & 0 \end{bmatrix}.$	$\begin{bmatrix} 0 & -0.0134 & 0.0099 \\ 0.0162 & 0 & 0.0065 \\ 0.0123 & -0.0089 & 0 \end{bmatrix}.$

Як видно з приведених матриць, коефіцієнти перехресного зв'язку і перекосу осей знаходяться на рівні 0,01 і нижче. Потрібно сказати, що ці коефіцієнти входять в матрицю з різними знаками, що призведе до компенсації їх

взаємовпливу у вихідному сигналу чутливих елементів. У розділі 3 розглядався найгірший випадок, коли дані коефіцієнти змінюються синхронно і з однаковим знаком, і було отримано що похибка визначення коефіцієнтів моделі (3.20) може досягати 20%. Вхідження коефіцієнтів α_{ij} з різними знаками до матриць, та їх незначна величина дозволяє стверджувати про можливість успішного виконання скалярного калібрування.

Також важливим фактором успішного виконання скалярного калібрування є мала величина безрозмірного значення зміщень нулів – не більше 5% від значення модуля вимірюваного скаляра. Для акселерометрів ця величина становить $\Delta_{0ai} = \pm 9.81 \text{ м/с}^2 \cdot 0.05 \approx \pm 0.49 \text{ м/с}^2$, для магнітометрів – $\Delta_{0mi} = \pm 506.46 \text{ мГс} \cdot 0.05 \approx \pm 25,3 \text{ мГс}$. Якщо порівняти отримані числа з результатами, приведеними в табл.4.2 та табл.4.4, то добре видно, що зміщення нулів акселерометрів задовольняють поставленим вимогам, а зміщення нулів магнітометрів – ні (вони становлять від 34% до 52% від величини модуля магнітного поля Землі). З цього можна зробити прогноз, що якщо не зменшити рівень похибки зміщення нуля магнітометрів чи певним чином модифікувати метод скалярного калібрування, то неможливо буде отримати адекватних оцінок похибок чутливих елементів.

Скалярне калібрування акселерометрів виконаємо на множині калібровочних точок, що використовувалися для еталонного калібрування. Для цього відповідно до зауважень розділу 3 потрібно задатися масштабними коефіцієнтами чутливих елементів. Для початку було задано однакові значення масштабних коефіцієнтів (перший рядок табл.4.5-табл.4.6.), максимально наближені до еталонних значень $k_{ii} = 101$, а далі були введені похибки масштабних коефіцієнтів. Результати калібрування відповідно до позначень розділу 3 приведені в табл. 4.5.

Табл. 4.5. Експериментальні результати дослідження скалярного калібрування акселерометрів

Масшт. коэф. \rightarrow	$k_{11} = 101$	$k_{11} = 95$	$k_{11} = 90$	$k_{11} = 107$	$k_{11} = 112$
	$k_{22} = 101$	$k_{22} = 95$	$k_{22} = 90$	$k_{22} = 107$	$k_{22} = 90$
Коеф. \downarrow	$k_{33} = 101$	$k_{33} = 95$	$k_{33} = 90$	$k_{33} = 107$	$k_{33} = 109$
Δ_{0x}	-0.01525	-0.01430	-0.01359	-0.01616	-0.01691
Δ_{0y}	-0.00316	-0.00297	-0.00281	-0.00334	-0.00281
Δ_{0z}	-0.01514	-0.01424	-0.01349	-0.01604	-0.01634
Δ_{1x}	0.007635	0.06440	0.10904	-0.05260	-0.10545
Δ_{1y}	0.01060	0.06702	0.11139	-0.04928	0.11139
Δ_{1z}	0.00895	0.06556	0.11009	-0.05112	-0.07192
Ψ_{xy}	-0.00391	-0.00346	-0.0031	-0.00439	-0.00386
Ψ_{zx}	0.00071	0.00063	0.0006	0.0008	0.00085
Ψ_{yz}	0.00063	0.00056	0.0005	0.0007	0.00061
$\max \Delta_{cp},$ m/c^2	0.015	0.035	0.096	0.056	0.140
$\max \text{СКВ},$ m/c^2	0.044	0.084	0.130	0.079	0.129
№ рис.	4.15.а	4.15.б	4.15.в	4.15.г	4.15.д

При цьому розраховані безрозмірні похибки зміщення нуля відповідно до результатів еталонного калібрування мають бути відповідно для осей X, Y, Z – $\Delta_{0x} = -0.0132$, $\Delta_{0y} = 0.0024$, $\Delta_{0z} = -0.0161$; коефіцієнти перекосу розраховані по результатам еталонного калібрування – $\Psi_{xy} = \alpha_{xz} - \alpha_{yz} = -0.0045$, $\Psi_{zx} = \alpha_{zy} - \alpha_{xy} = 0.0008$, $\Psi_{yz} = \alpha_{yx} - \alpha_{zx} = 0.0002$. Розраховані абсолютні значення масштабних коефіцієнтів та зміщень нулів, а також їх похибки приведені в табл.4.6. Коефіцієнти α_{ij} для даного методу розрахувати неможливо, бо вони входять попарно. Даний метод є доповняльним і виконується після заводського калібрування. Знаючи нову оцінку масштабних коефіцієнтів та зміщень нулів, коефіцієнти перехресного зв'язку та перекосу вісей можна вводити, використовуючи значення, отримані методом найменших квадратів. Це було

виконано з результатами скалярного калібрування для випадку $k_{11} = k_{22} = k_{33} = 101$. Похибки акселерометрів показано на рис. 4.16. Для акселерометрів кожного з ІВБ максимальна абсолютна похибка вимірювання прискорень не перевищує $\pm 0,12 \text{ м/с}^2$; середні значення похибки (в м/с^2) відповідно по вісях X , Y , Z - 0.015, 0.006, -0.011; СКВ (в м/с^2) - 0.022, 0.039, 0.044.

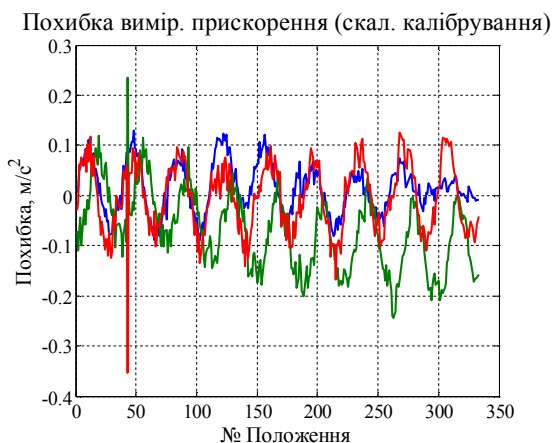


Рис. 4.15а

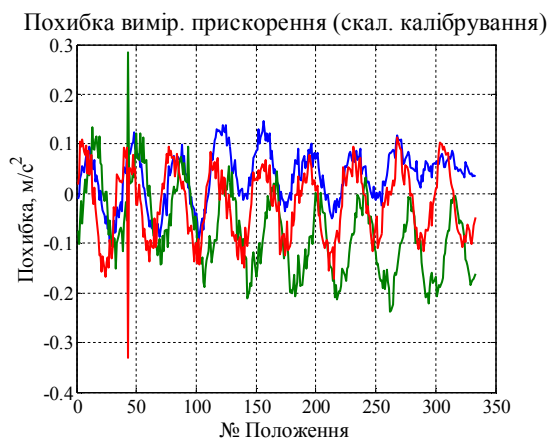


Рис. 4.15.б

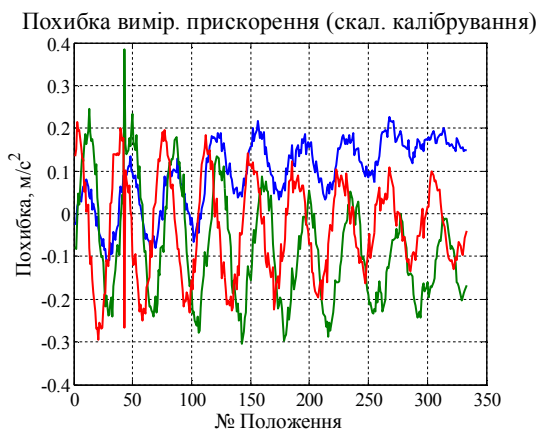


Рис. 4.15.в

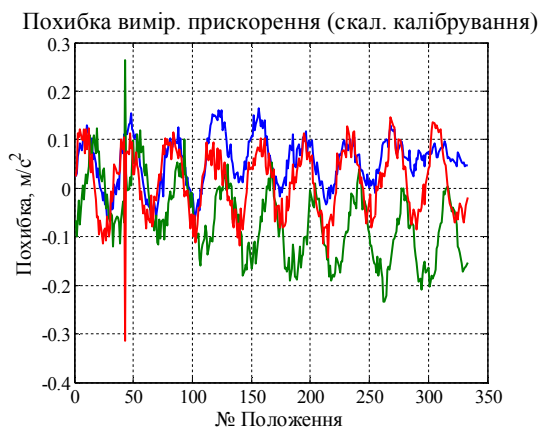


Рис. 4.15.г

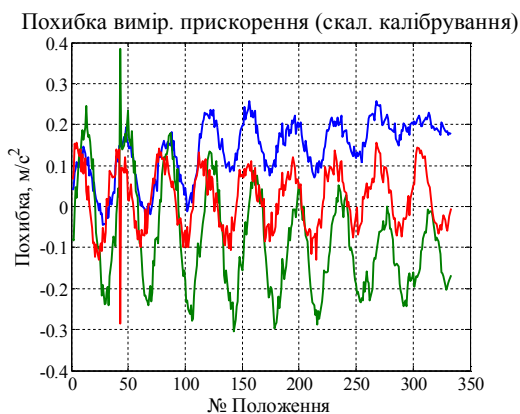


Рис. 4.15.д.

Похибки акселерометрів ІВБ після скалярного калібрування

Табл. 4.6. Коефіцієнти мат. моделі сигналу акселерометрів, розраховані з використанням результатів скалярного калібрування

Масшт. коэф. →	$k_{11} = 101$	$k_{11} = 95$	$k_{11} = 90$	$k_{11} = 107$	$k_{11} = 112$
	$k_{22} = 101$	$k_{22} = 95$	$k_{22} = 90$	$k_{22} = 107$	$k_{22} = 90$
Коеф. ↓	$k_{33} = 101$	$k_{33} = 95$	$k_{33} = 90$	$k_{33} = 107$	$k_{33} = 109$
Розраховані після скалярного калібрування значення коефіцієнтів мат. моделі сигналу та похибка розрахунку відносно свого базового рівня (у дужках)					
U_{a0x}	-15,12 (0,19 %)	-13,33 (0,01 %)	-11,99 (-0,12 %)	-16,96 (0,38 %)	-18,58 (0,55 %)
U_{a0x}	-3,13 (0,07 %)	-2,77 (0,03 %)	-2,48 (0,004 %)	-3,51 (0,11 %)	-2,48 (0,004 %)
U_{a0x}	-15,00 (-0,11%)	-13,27 (-0,29 %)	-11,91 (-0,43 %)	-16,84 (0,075 %)	-17,47 (0,14 %)
k_{11}	101,77 (-0,06%)	101,12 (0,58 %)	99,81 (1,86 %)	101,37 (0,33 %)	100,19 (1,50 %)
k_{22}	102,07 (-0,03 %)	101,37 (0,66 %)	100,03 (1,97 %)	101,73 (0,31 %)	100,03 (1,97 %)
k_{33}	101,90 (-0,21 %)	101,23 (0,45 %)	99,91 (1,75 %)	101,53 (0,16 %)	101,16 (0,52 %)

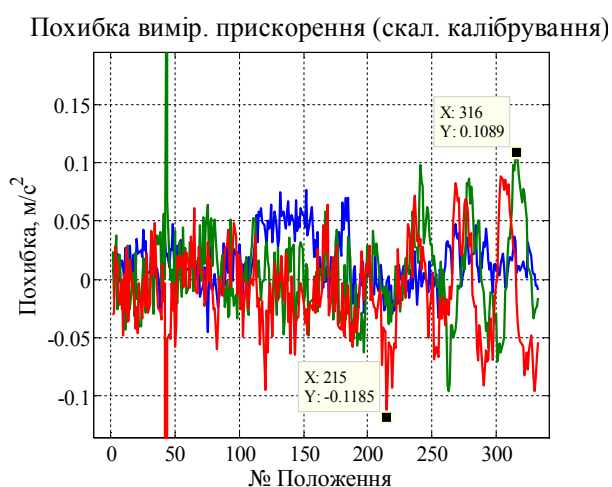


Рис.4.16. Похибки акселерометрів ІВБ після використання результатів скалярного калібрування та коефіцієнтів α_{ij} , розрахованими з еталонного калібрування

Приведені в таблицях та на графіках експериментальні результати підтвердили справедливість теоретичних тверджень щодо можливості використання скалярного калібрування для низькочотних датчиків. Результати експерименту показали, що діапазон допусків на точність знання масштабних коефіцієнтів можна розширити до 10%. А згідно отриманих теоретичних

висновків можна стверджувати, що якщо на початок калібрування ми знаємо масштабний коефіцієнт з похибкою не більше 1%, то в кінці процедури отримаємо оцінку цієї похибки з погрішністю не більше 5 %. Це значить, що ми визначили масштабний коефіцієнт з похибкою $\delta_k = 0.01 \cdot 0.05 = 5 \cdot 10^{-4} (0.05\%)$. Вірність цього висновку підтверджує мінімальне значення вихідної похибки акселерометрів (див рис.4.15 та табл.4.5-4.6) при заданні масштабних коефіцієнтів для скалярної калібровки з похибкою до 1%. Для мінімізації похибок у вихідних сигналах акселерометрів (рис.4.16) обов'язково треба знати похибки розузгодження, які метод скалярного калібрування не дає змоги оцінити (їх значення було взято із процедури калібровки методом найменших квадратів). Урахування даних похибок у моделі сигналу датчиків дає змогу отримати вихідну похибку акселерометрів однаковою тій, що отримана після застосування калібровочних параметрів отриманих після використання методу найменших квадратів. Даний експериментальний факт підтверджує правильність виконання процедури калібрування за допомогою методу скалярного калібрування.

Характерною особливістю вимірювань магнітометрів є змінюваність параметрів магнітної обстановки, в якій може знаходитися ІВБ. Окрім залежності складових вектора індукції самого магнітного поля Землі від місцезнаходження об'єкта, на якому встановлено ІВБ, можуть значно варіюватися магнітні збурення, котрі вносить оточуюче середовище. Дані збурення прийнято розділяти на ефекти магнітом'якого та магніттвердого заліза, котрі в математичній моделі сигналу магнітометра проявляться відповідно, як спотворення масштабних коефіцієнтів та додаткове зміщення нуля датчиків. При цьому варто сказати, що для нового місцезнаходження об'єкта вищеописані додаткові похибки можуть відрізнятися від попередніх. Кожен раз виконувати калібровку магнітометрів на спеціальному випробувальному обладнанні методом найменших квадратів є затратно, а в багатьох випадках неможливо. Саме необхідність докалібровки магнітометрів безпосередньо на місці використання вимагає використання скалярного методу, котрий є незалежним від наявності спеціального обладнання.

Дослідимо можливості методу скалярного калібрування для магнітометрів, у

яких зміщення нулів становлять від 34% до 52% від величини модуля магнітного поля Землі. Такий рівень початкової похибки завеликий для безпосереднього виконання скалярної калібровки. Нижче приведені результати виконання скалярного калібрування магнітометрів на місці використання ІВБ, де модуль магнітного поля Землі становить $T = 504.5 \text{ мГс}$. Для того, щоб можна було виконати дану процедуру, при знаходженні нормованого сигналу було змінено величину скаляра з $G = 9.81 \text{ м/с}^2$ на скаляр, що описує величину магнітного поля Землі T . Для виконання скалярної калібровки було використано 24 калібровочні точки. Значення даних в цих точках отримувалися шляхом осереднення сигналів з магнітометрів в положеннях, що максимально охоплювали всі можливі напрямки орієнтації вісей ІВБ. На рис.4.17 приведено розраховану похибку відхилення модуля магнітного поля з магнітометрів від модуля магнітного поля Землі в місцезнаходженні об'єкта до використання результатів скалярної калібровки, а на рис.4.18 – з врахуванням цих результатів. Значення похибок вимірювання модуля магнітного поля Землі:

- а) до скалярної калібровки: середнє значення – -8.32 мГс ; СКВ – 15.88 мГс .
- б) після скалярної калібровки: середнє значення – 0.86 мГс ; СКВ – 3.61 мГс .

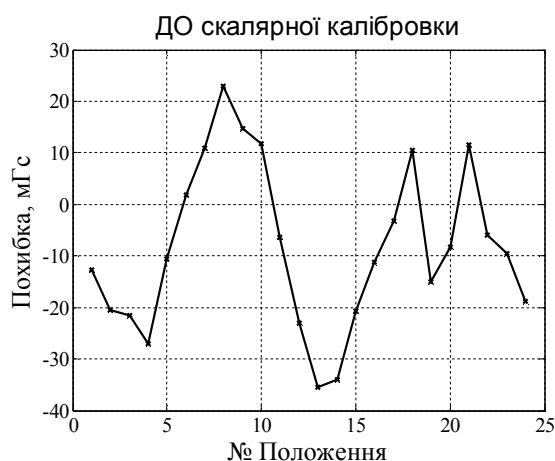


Рис.4.17. Похибка магнітометрів у вимірюванні модуля магнітного поля Землі у місцезнаходженні об'єкта при використанні калібровочних параметрів з табл. 4.4

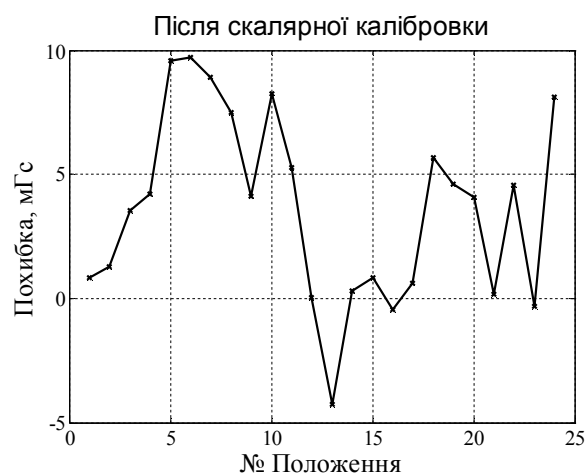


Рис.4.18. Похибка магнітометрів у вимірюванні модуля магнітного поля Землі у місцезнаходженні об'єкта при використанні результатів скалярної калібровки

Спочатку покажемо результати виконання скалярної калібровки без введення поправок у вигляді списання оціненого раніше рівня зміщення нуля (тобто у сигналах магнітометрів є велика початкова похибка зміщення нуля). Скалярне калібрування виконувалося шляхом декількох запусків алгоритму з використанням у наступній ітерації результатів попередньої ітерації алгоритму скалярного калібрування. Розраховані абсолютні значення зміщень нуля та масштабних коефіцієнтів на основі результатів скалярного калібрування показані на рис. 4.19, розрахована відносна похибка масштабного коефіцієнта на рис.4.20

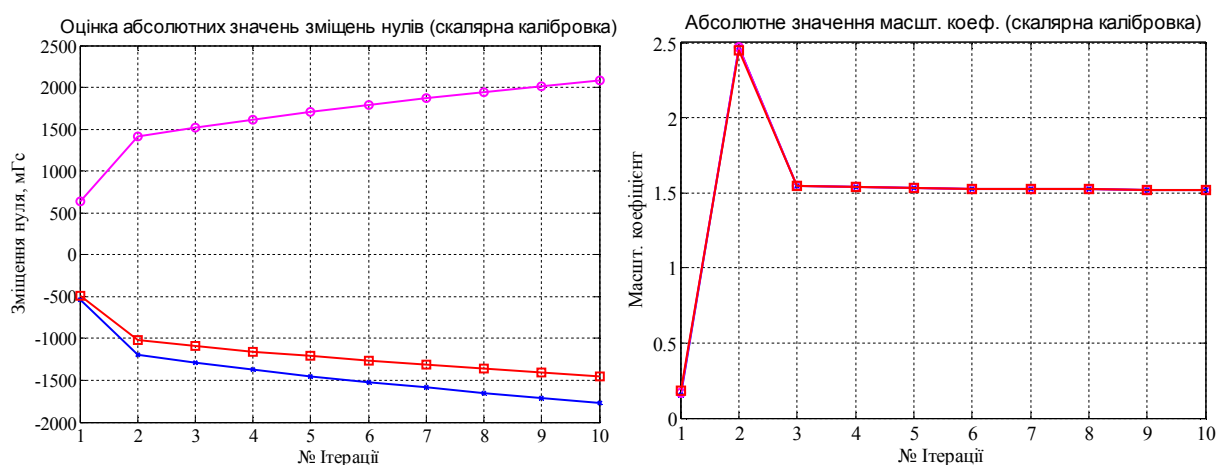


Рис. 4.19. Абсолютні значення зміщення нулів та масштабних коефіцієнтів магнітометрів, розраховані на основі результатів скалярної калібровки з великою початковою похибкою зміщення нуля (ітераційне використання результатів)

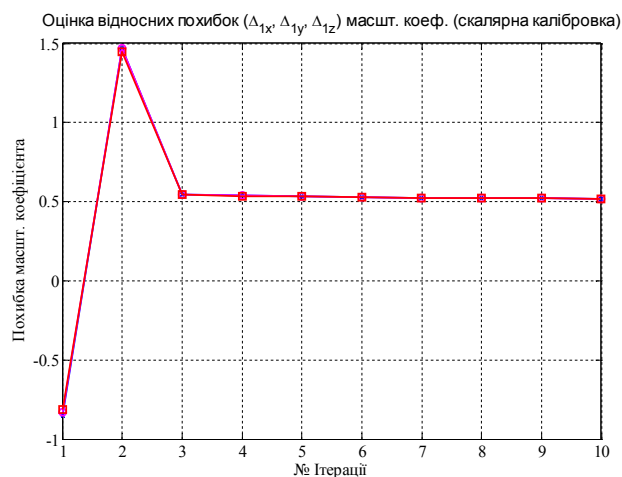


Рис. 4. 20. Відносна похибка масштабного коефіцієнта при виконанні скалярної калібровки з великою початковою похибкою зміщення нуля (ітераційне використання результатів)

Як видно з вищеприведених рисунків, оцінка зміщення нуля є не точною і результати зовсім не наближаються до оціночних рівнів $[-207.13 \ 260.25 \ -176.75]^T$ мГц, а, навпаки, при ітераційному використанні призводять до розбіжності оцінки результатів калібрування. Щодо оцінки відносної похибки масштабного коефіцієнта, то видно, що дана оцінка є стійкою і збігається до сталого значення. Проте їх значення занадто великі (близько 50%) і якщо їх порівняти з вихідними значеннями масштабних коефіцієнтів, то видно що дана оцінка невірна і дає значення масштабних коефіцієнтів, що відрізняється на 60 % від початкового оціночного значення 0,95.

Тепер виконаємо скалярне калібрування з використанням початкових оцінок масштабних коефіцієнтів та зміщень нулів, як приведено нижче:

- початкові оціночні значення масштабних коефіцієнтів - $[1 \ 1 \ 1]^T$.
- початкові оціночні значення зміщень нулів - $[-207 \ 260 \ -176]^T$ мГц.

Скалярне калібрування цього разу також виконувалося шляхом декількох запусків алгоритму аналогічно попередньому випадку, але з використанням початкових оцінок масштабних коефіцієнтів та зміщень нулів. Розраховані абсолютні значення зміщень нуля та масштабних коефіцієнтів на основі результатів скалярного калібрування показані на рис. 4.21, розрахована відносна похибка масштабного коефіцієнта на рис.4.22. Як видно з приведених графіків, результати оцінки зміщень нулів і масштабних коефіцієнтів є збіжними. Збіжність результатів досягається уже при 3-4 ітерації. Точність результатів калібрування оцінювалося раніше на рис.4.18

З приведених результатів видно, що для ефективного виконання скалярного калібрування необхідно задаватися початковими значеннями масштабних коефіцієнтів та зміщень нулів, щоб похибки їх невизначеності не перевищували 10%.

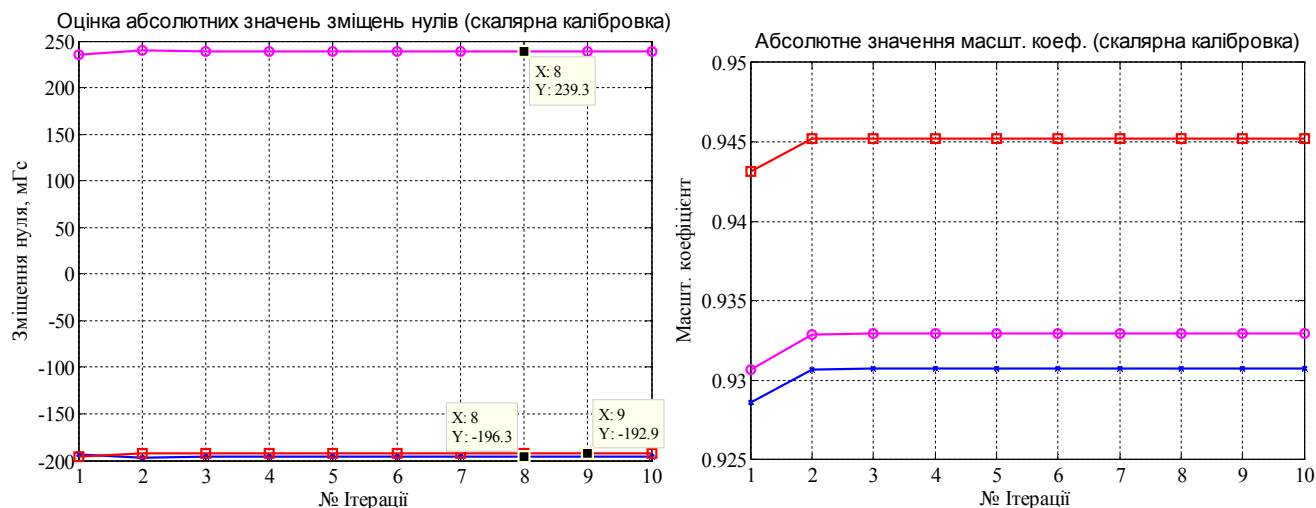


Рис. 4.21. Абсолютні значення зміщення нулів та масштабних коефіцієнтів магнітометрів, розраховані на основі результатів скалярної калібровки з малою початковою похибкою зміщення нуля (ітераційне використання результатів)

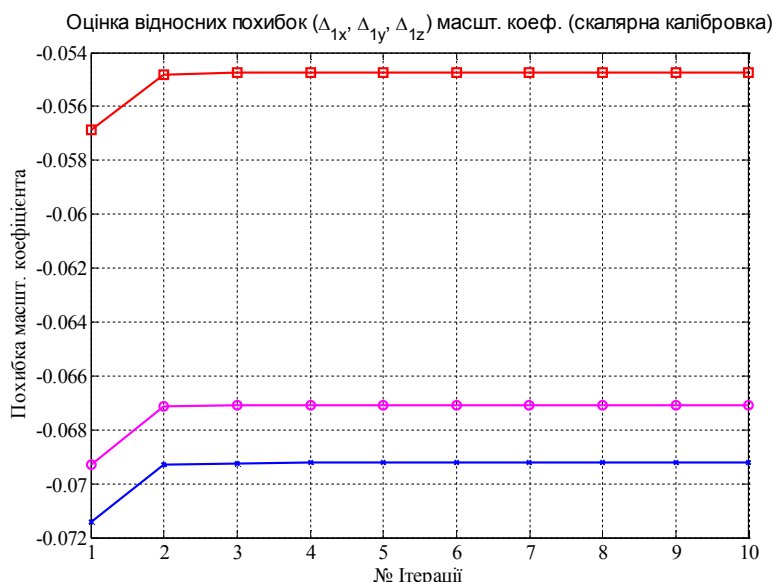


Рис. 4. 22. Відносна похибка масштабного коефіцієнта при виконанні скалярної калібровки з малою початковою похибкою зміщення нуля (ітераційне використання результатів)

4.2. Дослідження точності алгоритму безплатформної курсовертикалі, який використовується при початковій виставці інерціальної системи оцінки параметрів руху людини

У даній частині роботи приведені результати експериментальної перевірки роботи представленого у розділі 2.2 алгоритму безплатформної курсовертикалі, який використовується для початкової виставки ІСОПРЛ. Алгоритм

безплатформної курсовертикалі може теж використовуватися для оцінки параметрів руху людини.

При перевірці роботи алгоритму БКВ ІВБ, що входять до ІСОПРЛ, установлювалися в спеціальну оснастку, яка має бази для точної виставки на спеціалізованому обладнанні. Перевірку точності алгоритму БКВ було розбито на три частини: 1) перевірка точності оцінки орієнтації відносно площини горизонту в статиці; 2) перевірка точності оцінки орієнтації в азимуті (відносно магнітної півночі); 3) перевірка точності оцінки орієнтації при динамічних маневрах об'єкта (конусний рух). Перша частина виконувалася на ОДГ-10, друга – за допомогою поворотної установки КПА-5, а третя – на стенді трьохвісної хитавиці.

4.2.1 Дослідження алгоритму безплатформної курсовертикалі в статиці

Спочатку було виконано перевірку точності оцінки орієнтації відносно площини горизонту. Для цього було задано 333 точки, в яких задавалася орієнтація оснастки з установленими в ній ІВБ (див. рис.4.2). Задання кутового положення оснастки було виконано наступним чином: було визначено 9 значень кута тангажа від 0 до 80 градусів з дискретністю 10 градусів, а для кожного значення тангажа – 37 положень по куту крену від 0 до 360 градусів через 10 градусів. На рис 4.23 показано похибку оцінки кутів тангажа безплатформною курсовертикалю під час проведення експерименту. Абсолютна похибка визначення кута тангажу у всьому діапазоні робочих кутів - 0,4 градуса.

По експериментальним даним також були обчислені абсолютні похибки оцінки кута крену для кожного із значень кута тангажа ($\vartheta = 0^\circ; 10^\circ; 20^\circ; 30^\circ; 40^\circ; 50^\circ; 60^\circ; 70^\circ$). Графіки похибок показані на рис.4.24. Абсолютна похибка визначення системою кута крену об'єкта при кутах тангажа об'єкта: а) до 60 градусів – 0,5 градуса; б) до 70 градусів - 1,5 градуса. Середньоквадратична похибка системи в усьому діапазоні кутів - 0.86 градуса.

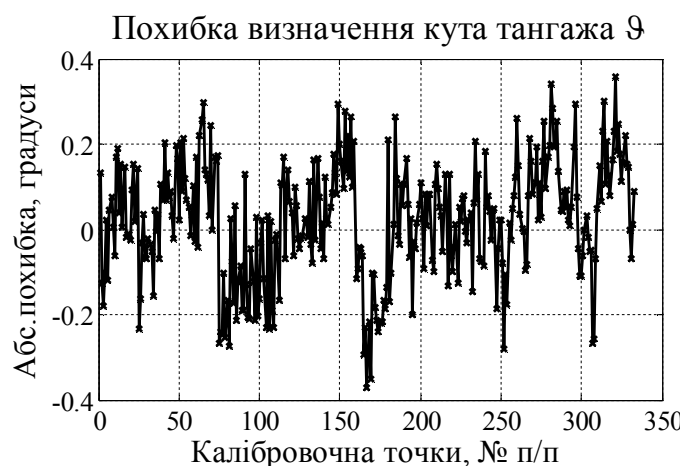


Рис.4.23. Визначення орієнтації блоків по куту тангажа системою, протягом проведення експерименту

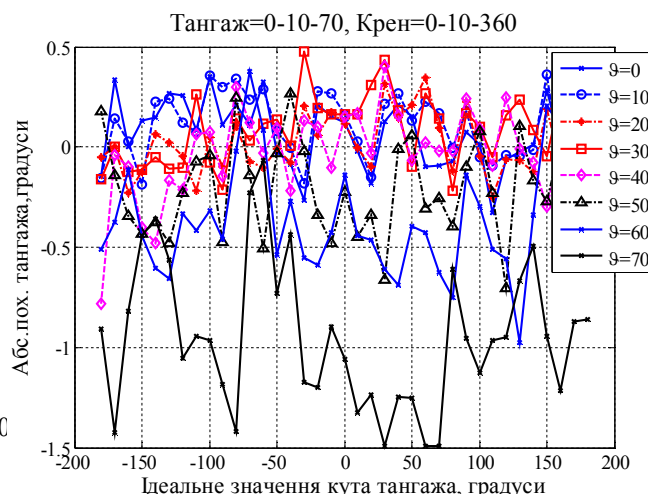


Рис.4.24. Похибки оцінки орієнтації кута крену БКВ при кутах тангажа $\theta = 0^\circ - 20^\circ$, $\theta = 30^\circ - 50^\circ$, $\theta = 60^\circ - 70^\circ$

Оцінка точності визначення положення в азимуті. Положення об'єкта в азимуті задається кутом курсу. Оцінка точності визначення курсу об'єкта проводилася шляхом порівняння відомих тестових курсових напрямків із тими, що дає користувачеві алгоритм БКВ. Тестові кути курсу були задані у всьому діапазоні можливих положень об'єкта в азимуті через 15 градусів, тобто 25 тестових положень. Початковий курс об'єкту відповідав -180° . Графік абсолютної похибки БКВ оцінки кута курсу приведений на рис.4.27.

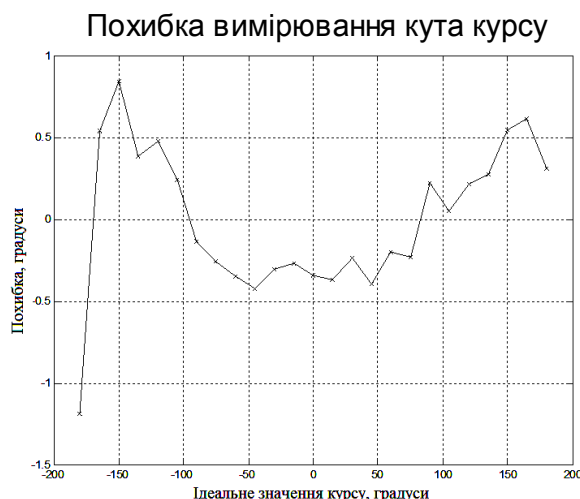


Рис.4.27. Похибка визначення курсу БКВ

Абсолютна похибка визначення кута курсу у всьому діапазоні робочих кутів - 0,8 градуса.

4.2.2 Дослідження алгоритму безплатформної курсовертикалі в динамічному режимі (конусний рух)



Рис.4.28. Стенд трьохвісної хитавиці

Для визначення точності БКВ в динаміці було виконано ряд експериментів на стенді трьохвісної хитавиці (див. рис.4.28). Для відтворення режимів із різним рівнем прискорення було проведено випробування з встановленням ІВБ у спеціальному оснащенні на трубі і безпосередньо на платформі. Кути відхилення платформи виставлялися по спеціальних засічках на водилі стенду. Визначення точності роботи БКВ проводилося порівнянням амплітудних значень обчислених кутів хитавиці системою з осередненим значенням кута відхилення платформи φ . Результати перевірки точності системи в динамічному режимі зведені у таблицю 4.9 .

У кожному з положень засічки на водилі стенду було виконано 4 запуски з різними кутовими швидкостями стенду. Зі збільшенням кутової швидкості зростає рівень доцентрових і дотичних прискорень, викликаних рухом об'єкта. Частоти обертання стенда виставлялися шляхом вибору відповідної напруги на лабораторному автотрансформаторі. У таблиці 4.8 показані відмітки на лабораторному автотрансформаторі (ЛАТР) і відповідні їм частоти стенда.

Було оцінено очікуваний рівень сигналів акселерометрів. Отже, сигнал вимірянний акселерометрами, що залежить від сили земного тяжіння та параметрів хитавиці стенду становить (див. рис.4.28):

$$g_x = -g \sin \vartheta, \quad g_y = -g \cos \vartheta \sin \gamma, \quad g_z = -g \cos \vartheta \cos \gamma.$$

До цього сигналу ще додається сигнал, викликаний прискоренням від руху об'єкта. У 1-ому приближенні для малих кутів ϑ, γ, ψ прискорення мають вигляд:

$$a_x = -l \cdot A \omega_k \sin \omega_k t, \quad a_y = -l \cdot A \omega_k \cos \omega_k t, \quad a_z = 0,$$

де l, A, ω_k - відповідно довжина плеча (перпендикулярне до площини платформи), амплітуда кутової швидкості, частота обертання стенда. Амплітуду кутової швидкості хитавиці можна визначити, як

$$A = \chi \cdot \omega_k,$$

де χ – значення кута відхилення платформи. Розрахований максимальний рівень прискорення, викликаний прискоренням вільного падіння становив $1,4 \text{ м/с}^2$, а від руху об'єкта – 2 м/с^2 .

Таблиця 4.8. Частоти обертання стенда

Мітки на ЛАТР	Кількість відлічених обертів.	Час, с	Частота обертання стенда, Гц	Кутова швидкість стенда, рад/с	Кутова швидкість стенда, градус/с
40 V	5	29.11	0,1718	1,0792	61,8344
50 V	6	21.02	0,2854	1,7935	102,7593
60 V	10	23.06	0,4337	2,7247	156,1145
70 V	10	19.57	0,511	3,2106	183,955

Типовий вигляд сигналів акселерометрів, датчиків кутової швидкості та магнітометрів під час експерименту показаний на рис.4.31.

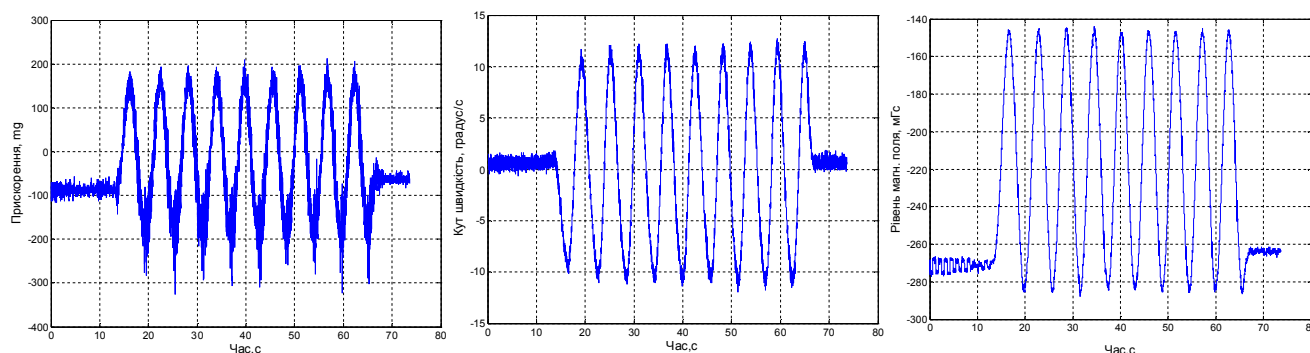


Рис.4.31. Первісні сигнали датчиків ІВБ

Таблиця 4.9. Точність системи під час кінцевого руху. Блоки датчиків закріплені на трубі довжиною 1м (А) та на платформі (Б)

Позначення засічками на водилі	Середнє значення кута відхилення платформи φ , градуси	Кутова швидкість стенда, рад/с	Амплітуда кутів орієнтації, розрахованих системою, градуси		Похибка, градуси	
			А	Б	А	Б
8	8,34	1,0792	10,5	8,80	2,16125	0,46
		1,7935	11,8	10,00	3,46125	1,66
		2,7247	12	11,00	3,66125	2,66
		3,2106	12,5	11,30	4,16125	2,96
7	7,16	1,0792	8,7	7,60	1,545	0,44
		1,7935	10	8,90	2,845	1,75
		2,7247	10,9	9,40	3,745	2,25
		3,2106	11	10,00	3,845	2,85
5	5,12	1,0792	6,1	5,50	0,9825	0,38
		1,7935	7	6,00	1,8825	0,88
		2,7247	7,5	7,00	2,3825	1,88
		3,2106	8,1	7,40	2,9825	2,28
3	3,00	1,0792	3,5	3,80	0,5	0,80
		1,7935	4	4,00	1	1,00
		2,7247	4,2	4,00	1,2	1,00
		3,2106	4,5	4,50	1,5	1,50
2	2,05	1,0792	2,3	2,20	0,2535	0,15
		1,7935	2,6	2,40	0,5535	0,35
		2,7247	2,7	2,50	0,6535	0,45
		3,2106	2,8	2,50	0,7535	0,45
1	1,00	1,0792	1	1,20	0	0,20
		1,7935	1,4	1,30	0,4	0,30
		2,7247	1,5	1,40	0,5	0,40
		3,2106	1,2	1,45	0,2	0,45

Як видно з приведених в таблиці результатів, абсолютна похибка системи в динаміці при русі об'єкта з прискореннями до 2 м/с^2 не перевищує – 4,16 градуса. Тобто з результатів проведених експериментальних досліджень видно, що алгоритм БКВ чутливий до дії прискорення і при прискореному русі об'єкта оцінка орієнтації може містити значну похибку.

4.3. Дослідження роботи інерціальної системи оцінки параметрів руху людини з використанням комплексного алгоритму інваріантного до прискорення кінцівок

4.3.1. Результати модельного дослідження похибок комплексного алгоритму роботи

Дослідження розробленого в розділі 2.3 алгоритму проводилося шляхом його чисельного моделювання. Моделювання роботи алгоритму виконувалося для одного ІВБ. Для цього було створено модель руху об'єкта установки. У даній моделі генерувався кутовий та лінійний рух, котрий був вхідними параметрами для розрахунку показів чутливих елементів. Знаходження похибок системи виконувалося порівнянням результатів роботи комплексного алгоритму відносно рішень ідеальної роботи системи. Під ідеальною роботою системи мається на увазі результати інтегрування рівнянь руху матеріальної точки в географічній системі координат, маючи на їх вході сигнали кутової швидкості та уявних прискорень без похибок (див. рис. 4.30). Порівняння результатів роботи комплексного алгоритму відносно «ідеальної» системи дозволяє усунути вплив похибок методу інтегрування на вихідні результати. Інтегрування рівнянь виконувалося методом прогнозу-корекції 2-го порядку [34, ст. 64]

За модельний кутовий рух об'єкту був прийнятий конусний рух, який задавався наступним чином:

$$A = A_m \sin \omega_1 t, \quad \vartheta = \vartheta_m \sin(\omega_2 t + \varepsilon_2), \quad \gamma = \gamma_m \sin(\omega_3 t + \varepsilon_3),$$

де A_m , ϑ_m , γ_m - амплітуди кутового руху по кутам курсу, тангажа та крену; ω_1 , ω_2 , ω_3 - кутові частоти хитавиці; ε_2 , ε_3 - зсуви фаз. Для моделювання кутового руху було обрано наступні параметри: $A_m = 20^\circ$, $\vartheta_m = 5^\circ$, $\gamma_m = 15^\circ$, $\omega_1 = 1,26 \text{ c}^{-1}$, $\omega_2 = 2,52 \text{ c}^{-1}$, $\omega_3 = 0,8 \text{ c}^{-1}$.

Лінійний рух об'єкта установки генерувався шляхом задання відносних прискорень w_E , w_N , w_ζ . Відносні швидкості отримувалися шляхом чисельного інтегрування відносних прискорень

$$V_E = V_{E0} + \int_0^t w_E dt, \quad V_N = V_{N0} + \int_0^t w_N dt, \quad V_\zeta = V_{\zeta0} + \int_0^t w_\zeta dt.$$

Відносні прискорення задавалися наступним чином

$$w_E = w_{Em} \sin \omega_4 t, \quad w_N = w_{Nm} \sin(\omega_5 t + \varepsilon_5), \quad w_\zeta = w_{\zeta m} \sin(\omega_6 t + \varepsilon_6),$$

де w_{Em} , w_{Nm} , $w_{\zeta m}$ - амплітуди гармонічних законів зміни прискорення. При моделюванні похибок алгоритму обмежимося заданням тільки північної складової прискорення на рівні 10 м/с^2 з частотою 1 рад/с .

Всі інші необхідні дані для повноцінної роботи алгоритмів отримувалися відповідно до рекомендацій приведених в [34, ст.158-162].

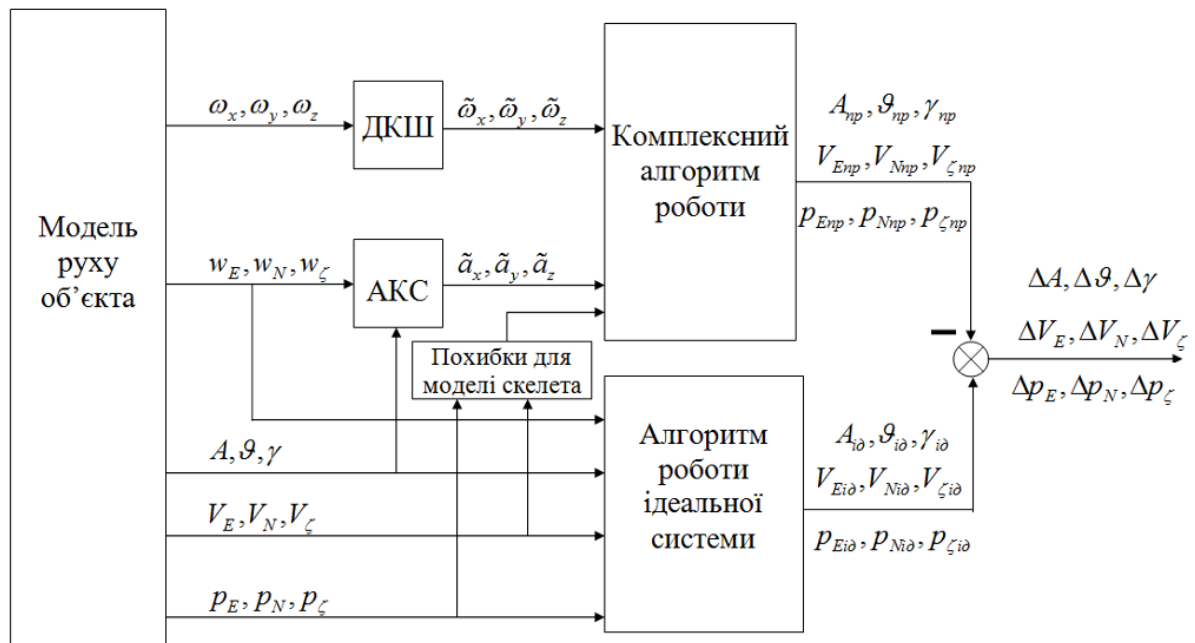


Рис.4.30. Схема моделювання похибок комплексного алгоритму роботи одного ІВБ

Результати моделювання похибок комплексного алгоритму роботи при застосуванні різних коректуючих сигналів приведені в додатку Г (див. таблиці Д.Г.1-Д.Г.3). Відповідні типові графіки похибок приведено на рис.4.3-рис.4.35. Похибки системи, записані в таблицях додатка Г, оцінювалися шляхом розрахунку середніх значень \bar{x} , середньоквадратичних похибок σ , максимальних значень похибок M та величин дрейфу відповідних похибок d . Якщо похибки алгоритму носили обмежений характер, то для цього випадку величина дрейфу не розраховувалася. При наявності дрейфової складової у похибках системи

результати у таблицю заносилися, враховуючи максимальні значення похибок. Якщо дрейф за час моделювання був незначний, то для цього випадку розраховувалися всі вищеописані складові похибок. Характеристика похибки, яка не розраховувалася, у таблиці позначена значком \emptyset . Розмірності величин похибок у табл.Г.1- табл.Г.3 не вказані для зменшення об'єму таблиць.

У графі «коефіцієнти корекції» у таблицях приведено коефіцієнти коректуючих впливів по відповідних каналах. Якщо коефіцієнти корекцій певного коректуючого сигналу не відрізнялися своїми значеннями по північному, східному та вертикальному каналах, то у таблиці записано загальний коефіцієнт. Наприклад, $k_1=0,1$, а не $k_{1e}=0,1$, $k_{1n}=0,1$, $k_{1h}=0,1$. Використання оцінок швидкостей та переміщень для корекції алгоритму на виході інтеграторів описує графа «Віднімання оцінок (так/ні)». Якщо використовувалася дана складова корегування алгоритму, то в таблиці окрім слова «так», записано значення сталої часу фільтра T_ϕ .

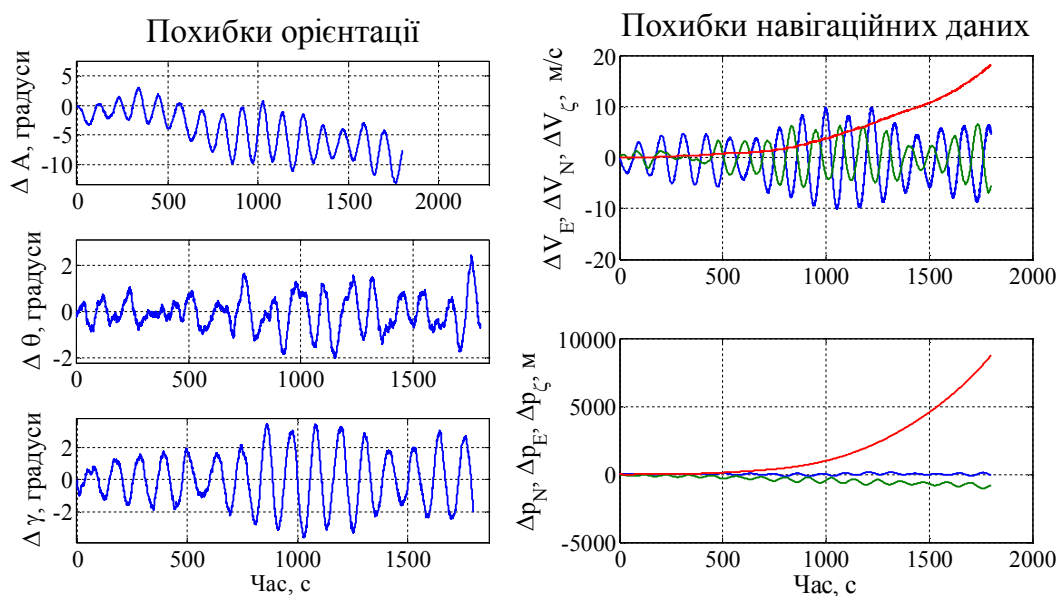


Рис.4. 31. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВБ при використанні комплексного алгоритму (коефіцієнти корекції: $k_{1e}=-2000$, $k_{1n}=-2000$, $k_{1h}=-2000$, $k_{2e}=0$, $k_{2n}=0$, $k_{2h}=0$, $k_{6e}=0$, $k_{6n}=0$, $k_{6h}=0$, $k_{7\phi}=0$, $k_{7\lambda}=0$, $k_{7h}=0$; відсутні відфільтровані коректуючі сигнали на виходах інтеграторів швидкостей та позиційних даних)

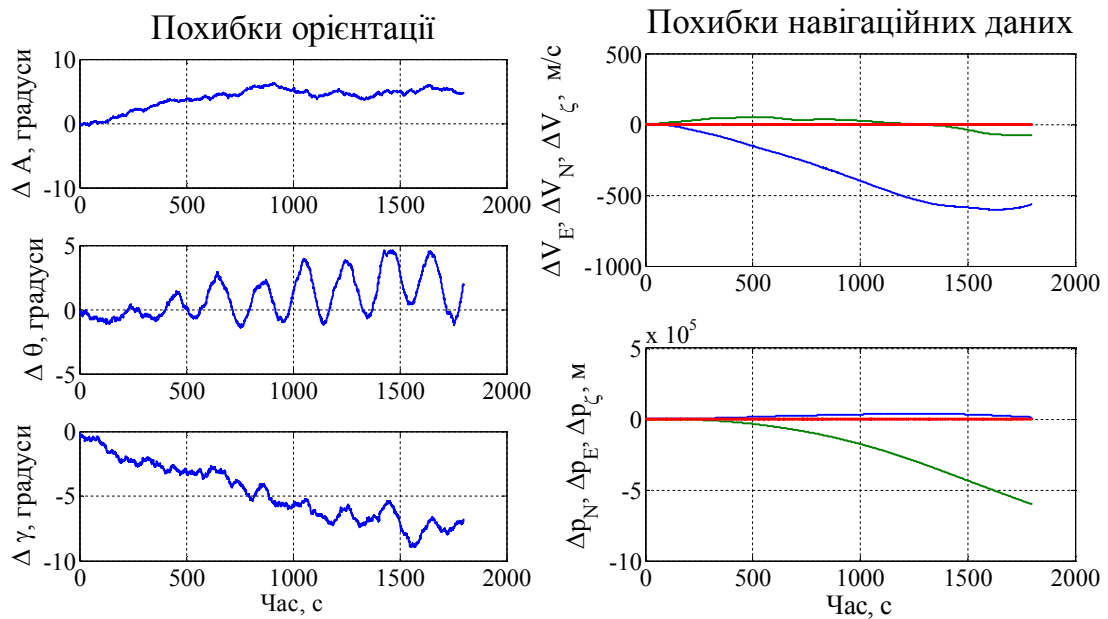


Рис.4. 32. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВБ при використанні комплексного алгоритму (коефіцієнти корекції: $k_{1e}=0$, $k_{1n}=0$, $k_{1h}=0$, $k_{2e}=0$, $k_{2n}=0$, $k_{2h}=0$, $k_{6e}=0.1$, $k_{6n}=0.1$, $k_{6h}=0.1$, $k_{7\phi}=0$, $k_{7\lambda}=0$, $k_{7h}=0$; відсутні відфільтровані коректуючі сигнали на виходах інтеграторів швидкостей та позиційних даних)

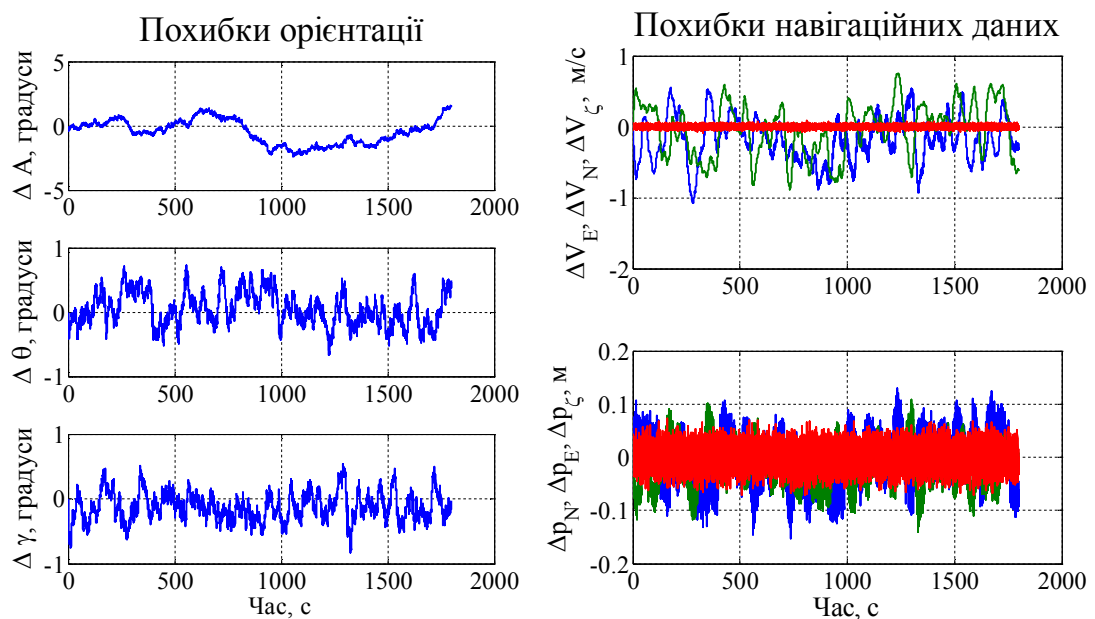


Рис.4. 33. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВБ при використанні комплексного алгоритму (коефіцієнти корекції: $k_{1e}=-2000$, $k_{1n}=-4000$, $k_{1h}=-2000$, $k_{2e}=0.1$, $k_{2n}=0.1$, $k_{2h}=0.1$, $k_{6e}=0$, $k_{6n}=0$, $k_{6h}=10$, $k_{7\phi}=10$, $k_{7\lambda}=10$, $k_{7h}=10$; відсутні відфільтровані коректуючі сигнали на виходах інтеграторів швидкостей та позиційних даних)

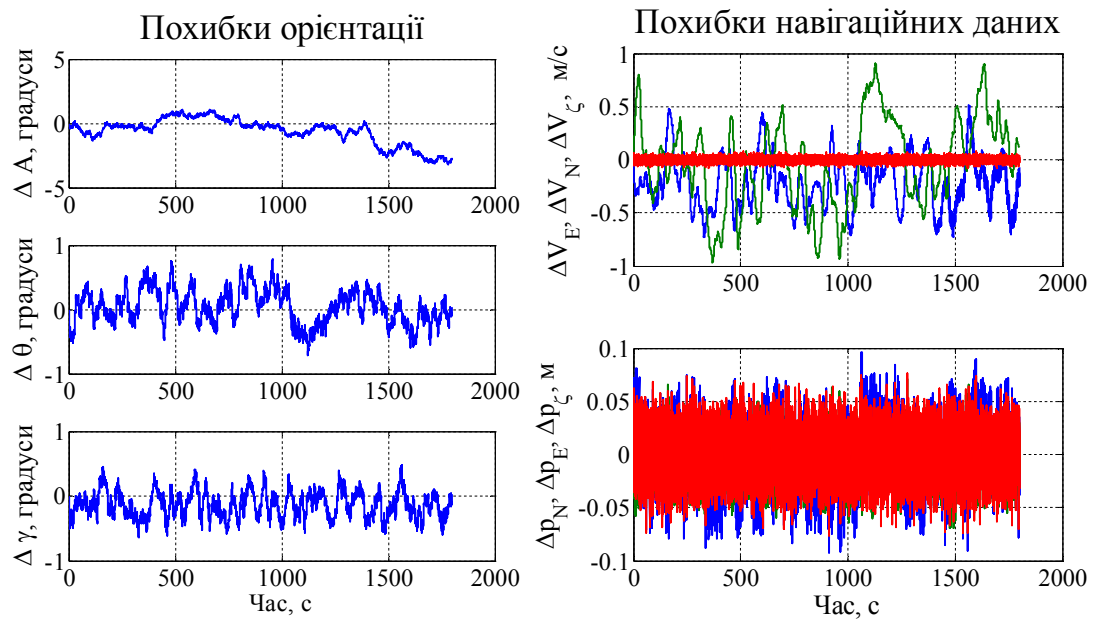


Рис.4. 34. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВБ при використанні комплексного алгоритму (коефіцієнти корекції: $k_{1e} = -2000$, $k_{1n} = -4000$, $k_{1h} = -2000$, $k_{2e} = 0,1$, $k_{2n} = 0,1$, $k_{2h} = 0,1$, $k_{6e} = 0$, $k_{6n} = 0$, $k_{6h} = 10$, $k_{7\phi} = 10$, $k_{7\lambda} = 10$, $k_{7h} = 10$; наявні коректуючі сигнали на виходах інтеграторів позиційних даних)

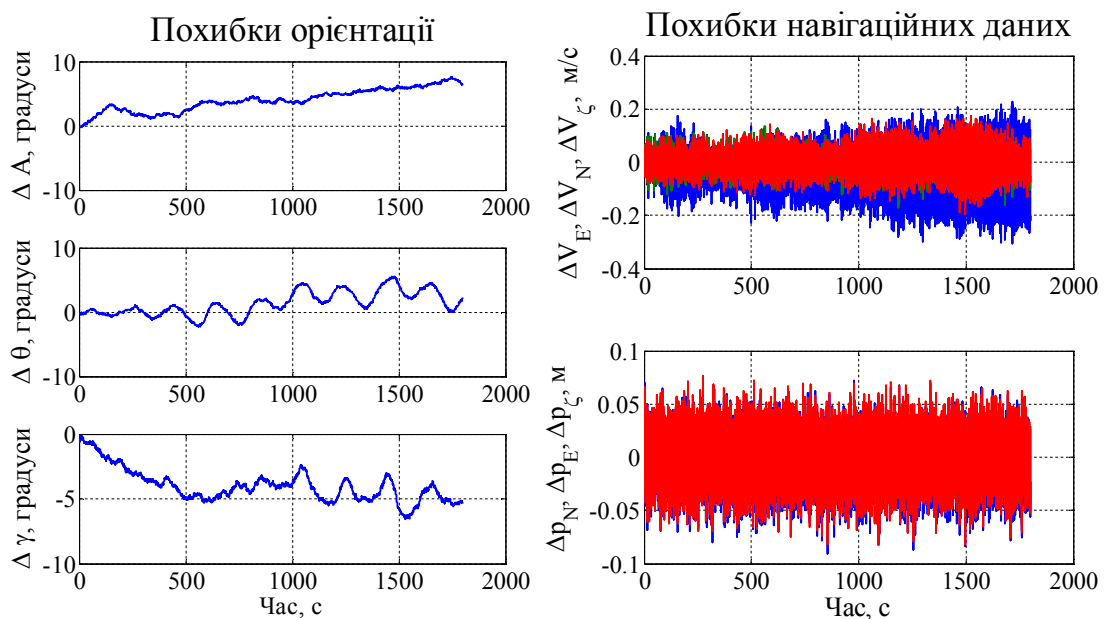


Рис.4. 35. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВБ при використанні комплексного алгоритму (коефіцієнти корекції: $k_{1e} = -2000$, $k_{1n} = -4000$, $k_{1h} = -2000$, $k_{2e} = 0,1$, $k_{2n} = 0,1$, $k_{2h} = 0,1$, $k_{6e} = 0$, $k_{6n} = 0$, $k_{6h} = 10$, $k_{7\phi} = 10$, $k_{7\lambda} = 10$, $k_{7h} = 10$; наявні коректуючі сигнали на виходах інтеграторів швидкостей та позиційних даних)

Коректуючі сигнали, що формуються на основі оцінок похибок переміщень $\Delta\tilde{r}_{Ei}$, $\Delta\tilde{r}_{Ni}$, $\Delta\tilde{r}_{\zeta i}$ при значеннях коефіцієнтів корекції $k_6 > 13$ або $k_7 > 15$, призводять до втрати стійкості комплексного алгоритму роботи.

4.3.2. Обговорення результатів дослідження похибок комплексного алгоритму

Результати моделювання показали, що запропонований алгоритм малочутливий до впливу прискорення об'єкта установки, а основні похибки залежать від обраних законів формування корегуючих сигналів та точності інформаційних сигналів, отриманих на основі біомеханічної моделі скелету. Введення коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_1 , що формуються на основі оцінок похибок швидкостей $\Delta\tilde{V}_{Ei}$, $\Delta\tilde{V}_{Ni}$, $\Delta\tilde{V}_{\zeta i}$, в сигнали для інтегрування рівнянь Пуассона дозволяє усунути наростаючу похибку у визначенні швидкості руху об'єкта установки, а також приводить до підвищення точності визначення кутів тангажа ϑ та крену γ . При цьому значно зменшується швидкість дрейфу похибок визначення переміщень об'єкта. Як видно з даних табл.Г.1-табл.Г.3 збільшення цього коефіцієнту призводить до зменшення похибок орієнтації та похибок швидкостей. Проте посилення глибини даного коректуючого сигналу не може бути необмеженим, так як при $k_1 > 10^5$ це викликає появу дрейфової складової у сигналі похибки швидкостей комплексного алгоритму. Вплив коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_2 на вході інтеграторів швидкості проявляється тільки у парі з введенням сигналу з коефіцієнтом k_1 . Збільшення коефіцієнта k_2 викликає збільшення коефіцієнта затухання похибок орієнтації та похибок швидкостей, а також зменшує дисперсію випадкової похибки. Вдалий підбір коефіцієнта k_2 дозволяє знизити швидкість наростання похибки визначення кута курсу (див. рис.4.33), що дає змогу протягом певного часу використовувати систему без введення корекції по даному куту від магнітометрів. Виконання корекції за сигналами від магнітометрів рекомендується виконувати шляхом введення

слабкого зв'язку при відсутності магнітних збурень. Це пов'язано з тим, що точність магніторезистивних датчиків не дозволяє отримати похибку кута курсу меншу чим $0,7^{\circ}$ - 1° .

Використання оцінок похибок переміщень $\Delta\tilde{p}_{Ei}$, $\Delta\tilde{p}_{Ni}$, $\Delta\tilde{p}_{\zeta i}$ для формування коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_6 на вході інтеграторів швидкості не дає значного ефекту для зменшення похибок комплексного алгоритму, окрім як для похибки вертикального переміщення $\Delta p_{\zeta i}$. А тому введення даного коректуючого сигналу раціонально використовувати тільки для вертикального каналу. При цьому цей коректуючий вплив не змінює наростаючого в часі характеру похибки $\Delta p_{\zeta i}$, він лише зменшує величину швидкості її дрейфу. Введення коректуючого сигналу з коефіцієнтом k_7 на вході інтеграторів позиційних даних дозволяє значно зменшити швидкість наростання похибки визначення переміщень, проте не впливає на зменшення похибок визначення орієнтації та швидкості. Використання коефіцієнта корекції величиною $k_7 = 10$ дозволяє знизити максимальну похибку визначення переміщення на 4-5 порядків в залежності від каналу. Так само як і сигнали з коефіцієнтом k_6 , цей коректуючий вплив не призводить до зміни характеру похибок переміщень в часі. Використання коректуючих сигналів по оцінкам похибок переміщень без коректуючих сигналів по оцінкам похибок швидкостей є не раціональним, бо не дозволяє зменшити похибки комплексного алгоритму до рівня, при якому вони будуть корисні при оцінці кінематичних параметрів руху людини.

Використання всього комплексу коректуючих сигналів з коефіцієнтами k_1 , k_2 , k_6 , k_7 (№14 у табл.Г.1-Г.3) дає змогу зменшити похибки комплексного алгоритму до рівня, який дасть змогу ефективно використовувати отримані дані для оцінки кінематичних параметрів руху людини. Результати моделювання отримані для максимального рівня похибок оціненого для сигналів, отриманих з використанням біомеханічної моделі скелету (дисперсія похибок розрахунку

швидкостей - $\sigma_v=0,11\text{м/с}$; переміщень - $\sigma_p=0,03\text{м}$). При цьому похибки комплексного алгоритму по кутам тангажу та крену не перевищують відповідно $0,8^\circ$ та $0,6^\circ$. Похибка по куту курсу має дуже невеликий дрейф $6 \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ/\text{с}$ (який з часом можна скорегувати за сигналами магнітометрів), а максимальна похибка кута курсу становила $2,5^\circ$. Середні значення похибок кутів курсу, тангажа та крену становили відповідно - 1° , $0,1^\circ$, $-0,1^\circ$; середньоквадратичні - $0,87^\circ$, $0,25^\circ$, $0,26^\circ$. Максимальні значення похибок визначення швидкостей для східного, північного та вертикального каналу становили відповідно $0,68 \text{ м/с}$, $1,4 \text{ м/с}$, $0,08 \text{ м/с}$; середньоквадратичні відхилення – $0,33 \text{ м/с}$, $0,38 \text{ м/с}$ та $0,02\text{м/с}$. Похибки визначення переміщень не перевищують 10 см , їх середні значення знаходяться на рівні 2 см , а максимальна середньоквадратична похибка переміщень становить 4 см . З цього добре видно, що введення корегуючи сигналів на основі біомеханічної моделі скелету дозволяє значно підвищити точність визначення орієнтації сегмента та його переміщень. Проте похибки швидкостей завеликі, так як їх СКВ на порядок більші за СКВ похибок сигналів з біомеханічної моделі скелету.

Використання оцінок похибок швидкостей $\Delta\tilde{V}_{Ei}$, $\Delta\tilde{V}_{Ni}$, $\Delta\tilde{V}_{\zeta i}$ на виході інтеграторів комплексного алгоритму та оцінок похибок переміщень $\Delta\tilde{p}_{Ei}$, $\Delta\tilde{p}_{Ni}$, $\Delta\tilde{p}_{\zeta i}$ на виході інтеграторів позиційних даних (див. рис.4.35) призвело до зменшення похибок комплексного алгоритму по швидкостях та переміщеннях до рівня похибок сигналів, отриманих з біомеханічної моделі. Проте, при цьому виник дрейф похибок визначення кутів орієнтації, котрий не можна було усунути введенням жодного із запропонованих коректуючих сигналів. У ході подальших досліджень було виявлено, що спостережуваний дрейф похибок орієнтації був викликаний відніманням оцінок швидкостей на виході інтеграторів швидкостей комплексного алгоритму. А тому у комплексному алгоритмі необхідно застосовувати тільки віднімання оцінок переміщень на виході інтеграторів позиційних даних. Також було виконано ряд досліджень впливу сталої часу аперіодичного фільтру (див. №1-4 у табл.Д.Г.1-Д.Г.3) на вихідні похибки

комплексного алгоритму. Результати даних досліджень показали, що оптимальна стала часу фільтра T_ϕ лежить в межах 5..10с. Значне зменшення чи збільшення сталої часу призводило до появи великої похибки (яка проте не наростала в часі) на інтеграторах швидкостей та переміщень. На думку автора роботи, негативний вплив зменшення сталої часу проявлявся в зменшенні фільтруючих властивостей фільтра щодо високочастотної завади. Поясненням того, що занадто велике збільшення T_ϕ призводило теж до збільшення похибок, може бути викликано збільшенням фазових запізнень, які вносив у сигнал фільтр. Як відомо, фазові запізнення призводять до запізнення коректуючого сигналу в часі, що може викликати збільшення рівня похибок системи.

Використання всього комплексу коректуючих сигналів з коефіцієнтами k_1 , k_2 , k_6 , k_7 та оцінок похибок переміщень (див. рис.4.34) відносно випадку без використання оцінок похибок переміщень дозволяє зменшити рівень середньоквадратичної похибки визначення переміщень об'єкта установки комплексним алгоритмом до рівня $\sigma_p=0,02$ м.

4.3.3. Експериментальна перевірка точності роботи ІСОПРЛ з використанням комплексного алгоритму роботи на стенді-імітаторі верхньої кінцівки людини

У попередніх підрозділах (4.3.1 та 4.3.2) було виконано модельне дослідження комплексного алгоритму, інваріантного до прискорення кінцівок, та обговорено отримані результати. Дана частина присвячена експериментальній натурній перевірці розроблених алгоритмів для ІСОПРЛ з розглядом двох варіантів побудови системи: ІСОПРЛ з використанням алгоритмів БКВ та ІСОПРЛ з використанням розглядуваного вище комплексного алгоритму. У якості алгоритму БКВ було використано алгоритм, представлений у розділі 2. Для перевірки точності розроблених систем та коректності закладених в них

алгоритмів був розроблений спеціальний стенд, котрий імітує частину верхньої кінцівки (рис. 4.36.а). Його кінематичний кресленик показано на рис. 4.36.б



Рис.4.36а. Стенд-імітатор верхньої кінцівки

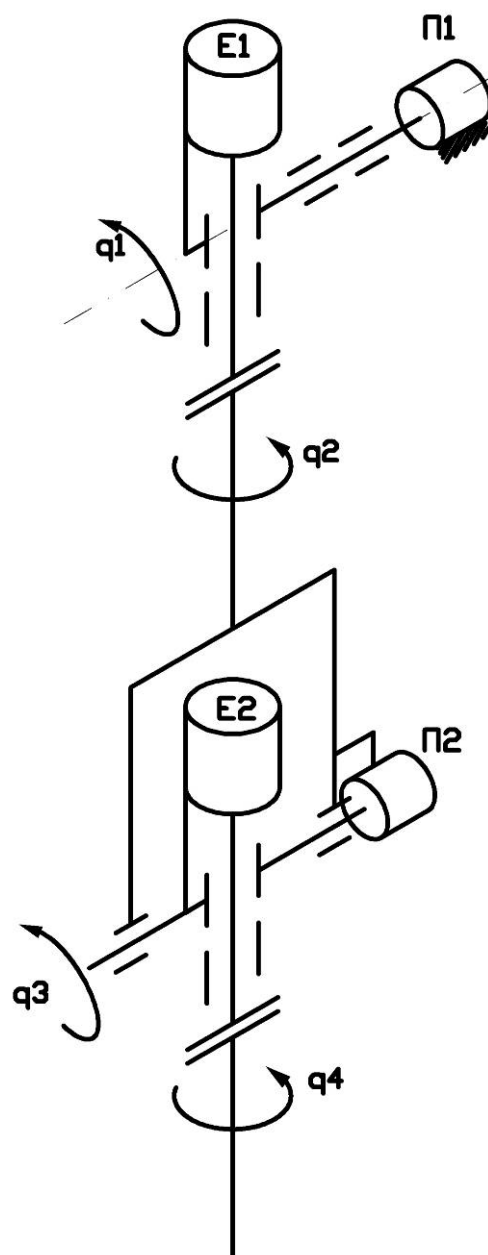


Рис.4.36б. Кінематичний кресленик стенда-імітатора верхньої кінцівки

Стенд-імітатор складається з одного нерухомого та двох рухомих сегментів. Нерухомий сегмент призначений для імітації спини і закріплюється жорстко на певну основу (стіл, стіна і т.д.). Два інші сегменти (що мають квадратний переріз) реалізують плече та передпліччя, повні довжини цих сегментів відповідно становлять – 0,4 м та 0,295 м. Ці сегменти з'єднанні за допомогою чотирьох

одновісних шарнірів, та дають змогу реалізувати кутові переміщення стенда-імітатора.

Даний стенд має 4 кутові степені свободи, що позначені на кресленику як q_1 , q_2 , q_3 , q_4 . Він призначений для імітації рухів плеча та передпліччя, причому кінематика плеча відтворюється тільки по кутах згинання-розгинання (q_1) та ротації (q_2). Для спрощення конструкції стенда у ньому не реалізовано рух, який імітує приведення-відведення плеча. Відносний кутовий рух передпліччя відтворений повністю: суглобовий кут згинання-розгинання передпліччя - q_3 , суглобовий кут ротації передпліччя - q_4 . Для того, щоб оцінити точність роботи системи, потрібно мати можливість з високою точністю задавати чи вимірювати певним еталонним приладом параметри, котрі має оцінювати ІСОПРЛ. Такими вихідними параметрами є: кути Ейлера-Крилова, суглобові кути, лінійні швидкості та переміщення. Кути Ейлера-Крилова описують орієнтацію кожного окремого ІВБ відносно обраної навігаційної системи координат (у нашому випадку - ГСК) і не несуть змістовної інформації щодо оцінки руху системи як єдиного складного об'єкта. Лінійні швидкості та переміщення відповідних точок сегментів є одним з видів інформації, що цікавить дослідників, що користуються ІСОПРЛ, проте їх вимірювання у таких малих просторах є технічно складним і дорого вартісним. Ще одним видом параметрів, які найбільше застосовують дослідники, що використовують при роботі ІСОПРЛ - це суглобові кути. Потрібно відмітити, що вимірювання кутових рухів у розглядуваному стенді технічно реалізувати найпростіше, при цьому можна досягти необхідної точності вимірювання відносних кутів.

Вимірювання суглобових кутів повороту частин стенда-імітатора верхньої кінцівки реалізовано наступним чином. Для вимірювання кутів ротації кожного з сегментів використано двохфазні інкрементальні енкодери LPD3806-600BM-G5-24C (E1 та E2), що мають 600 імпульсів на оберт та відповідно 2400 станів на оберт. Тобто роздільна здатність вимірювання кутів ротації сегментів стенду становить 9 кут.хв, а частота опитування кожного

енкодера становить 5 кГц. Це дозволяє вимірювати без пропусків імпульсів обертання сегментів з кутовою швидкістю до $720^\circ/\text{с}$, що значно перевищує необхідний динамічний діапазон вимірювання ДКШ та динамічний діапазон руху об'єкта установки ІВБ. Вимірювання кутів згинання-розгинання сегментів стенду реалізовано за допомогою абсолютних вимірювачів - потенціометричних датчиків кута (П1 та П2). Для забезпечення високої точності необхідно мати стабільне джерело живлення та високоточний аналого-цифровий перетворювач (АЦП). У якості АЦП було обрано 16 бітний прецизійний дельта-сігма АЦП ADS1115 фірми Texas Instruments. Даний АЦП містить 4 канали з мультиплексером і може виконувати перетворення з швидкістю до 860 перетворень за секунду на один канал. Користувач може обирати діапазон, в якому працюватиме АЦП. Вхідний діапазон АЦП можна змінювати від $\pm 256\text{мВ}$ до $\pm 6.144\text{В}$. Також варто сказати, що повноцінних 16 біт реалізовано для біполярного сигналу. Це значить, що уніполярний сигнал вимірюється з точністю в 15 біт, тобто ціна поділки АЦП становить $0,1875\text{мВ}$.

Якщо рахувати роздільну здатність АЦП у вольтях, то вона знижується з розширенням динамічного діапазону, проте не змінюється якщо рахувати її у одиницях біт. На цьому необхідно загострити увагу, бо кути згинання-розгинання сегментів можуть змінюватися від 0° до 300° , і важливим у нашому випадку якраз являється точність і стабільність вимірювань у одиницях біт відносно напруги живлення потенціометрів. Це важливо тому, що при вимірюванні напруг на рівні мікрвольт необхідно дуже обережно підходити до оцінки рівня шуму, що можуть вносити теплові і дробові шуми резисторів та інших елементів схеми, які можуть сягати одиниць чи десятків мікрвольт. А тому бажано для підвищення достовірності вимірювання мати найменший рівень сигналу, що перевищує на порядок десятки мікрвольт. Тобто ціна одного біта у вольтях має бути не менше 100мкрвольт . Це можна забезпечити при діапазоні вимірювання в $\pm 6.144\text{В}$ або $\pm 4.096\text{В}$, що відповідає ціні поділки одного біта відповідно - 187.5мкВ та 125мкВ . Для роботи АЦП було обрано діапазон в $\pm 6.144\text{В}$, так як технічно

реалізоване стабілізоване джерело живлення має номінальне значення вихідної напруги в 5.0266В.

Для розробленого джерела живлення було виконано оцінку ціни поділки при оцифровці сигналів з потенціометрів при вимірюванні кутів згинання-розгинання сегментів стенда-імітатора. Ціна поділки становить 0.5306 кут.хв/біт, рівень шуму (абсолютні значення) потенціометричних датчиків не перевищує ± 2 кут.хв, і шум потенціометричного датчика, в основному, визначається саме нестабільністю джерела живлення. Приведені характеристики розробленого стенду підтверджують можливість використання його у якості еталонного обладнання. За його вимірюваннями будемо оцінювати точність і коректність роботи запропонованих ІСОПРЛ. Інформація з стенда-імітатора верхньої кінцівки передається на персональний комп'ютер за допомогою послідовного з'єднання (Serial) через віртуальний COM-порт, частота передачі інформації з стенду становить 100 Гц.

При виконанні натурного експерименту ІВБ були встановлені наступним чином:

- а) ІВБ Sensor 1 закріплений на столі у спеціальному оснащенні нерухомо;
- б) ІВБ Sensor 2 встановлений на сегменті-плечі на відстані 0,245 м від центру плечового шарніру, за який можна вважати точку перетину вісей, навколо яких відбувається згинання ($q1$) та ротація ($q2$) плеча;
- в) ІВБ Sensor 3 встановлений на сегменті-передпліччі на відстані 0,235 м від центру ліктьового шарніру, за який можна вважати точку перетину вісей, навколо яких відбувається згинання ($q3$) та ротація ($q4$) передпліччя.

Орієнтації вісей ІВБ (див. рис. 4.36.а) була наступна:

— вісі ОХ кожного з ІВБ у нульовому положенні (положення стенда, у якому значення всіх суглобових кутів дорівнює 0) була напрямлені вздовж місцевої вертикалі вгору, окрім ІВБ Sensor 1, у котрого вона напрямлена вниз;

— вісі Oz кожного з ІВБ направлені назовні. Тобто у нульовому положенні відносно приведенного на рис.4.42а зображені вісі Oz напрямлені на нас від бокової поверхні стола. Якщо характеризувати дане положення відносно

гіпотетичного тіла людини, то це відповідає напрямку, перпендикулярному сагітальній площині у бік від центральної площини симетрії тіла;

— вісі ОУ для кожного з ІВБ, визначається таким чином, щоб отримана СК була правою.

Було виконано ряд експериментів з повільними та швидкими рухами сегментів стенду. Цей кутовий рух був безпосередньо вимірюваний датчиками кута стенду, а також розрахований ІСОПРЛ з використанням двох різних алгоритмів, що були описано на початку даного підрозділу. Електронні системи стенда-імітатора та системи запису інформації з ІВБ ІСОПРЛ являють собою два різних технічних комплекси, кожен з яких працює на власній частоті та керується власними органами управління. Так як немає технічних можливостей організації обробки даних за допомогою одного центру (мікроконтролера чи ПК), то забезпечити чітку синхронізацію даних з двох комплексів з необхідною точністю забезпечити важко. Система керування записом даних з ІВБ має кольорову світлодіодну індикацію, за допомогою оптичної пари було реалізовано систему фіксування початку та кінці запису інформації з ІВБ. Так як світлова система індикації являється допоміжною і використовується для оповіщення користувача про режим роботи системи запису інформації з ІВБ, то вона не розроблялася з жорсткими вимогами щодо створення сигналу синхронізації.

У результаті ряду експериментів було встановлено, що фіксування початку запису інформації з ІВБ виконується з точністю до пів секунди. Це не дає можливості автоматичної синхронізації сигналів з двох вимірювальних систем. Окрім того, потрібно сказати, що алгоритми ІСОПРЛ можуть вносити часові запізнення. Особливо це стосується алгоритму БКВ на основі фільтра Калмана. У такому випадку, за можливості синхронізації сигналів з обох систем, механічне порівняння сигналів ІСОПРЛ з даними стенду, навіть при ідеальній точності роботи ІСОПРЛ, приведе до наявності динамічних похибок із-за фазових спотворень (запізнень сигналу в часі). У зв'язку з вище приведеними фактами було вирішено виконувати порівняння показів всіх систем для найбільш характерних точок, що описують рух сегментів стенда-імітатора: наприклад,

початкові та кінцеві значення кутів, максимальні відхилення при виконанні певного руху, оцінка діапазону зміни кута під час виконання руху. Дані точки відмічені на графіках суглобових кутів цифрами.

Перший проведений експеримент полягав у виконанні повільних послідовних рухів по кожному з суглобових кутів у наступному порядку:

- 1) кутовий рух плечового сегменту по куту ротації (внутрішня ротація) приблизно на 90° , а потім назад в нульове положення;
- 2) кутовий рух плечового сегменту по куту згинання-розгинання приблизно на 60° (підйом сегмента вгору відносно нульового положення), а потім повернення приблизно в нульове положення;
- 3) переважно ротаційний (внутрішня ротація) рух сегмента-передпліччя на 90° з наступним поверненням в нульове положення;
- 4) згинання в ліктьовому суглобі на $+90^\circ$, після чого виконується ротація всередину на $+45^\circ$ з приблизним поверненням в 0° по куту ротації передпліччя. Кінцевим рухом даного етапу являється розгинання в ліктьовому суглобі приблизно в нульове положення;
- 5) завершальним рухом першого експерименту є одночасна ротація сегментів стану.

Графіки зміни суглобових кутів під час вищеприписаного експерименту, зафіксовані датчиками стану-імітатора, показано на рис.4.37 (суглобові кути сегмента-плеча) та на рис.4.38 (суглобові кути сегмента-передпліччя).

Первинні сигнали одного з ІВБ (Sensor 2) під час експерименту показані на рис. 4.39.

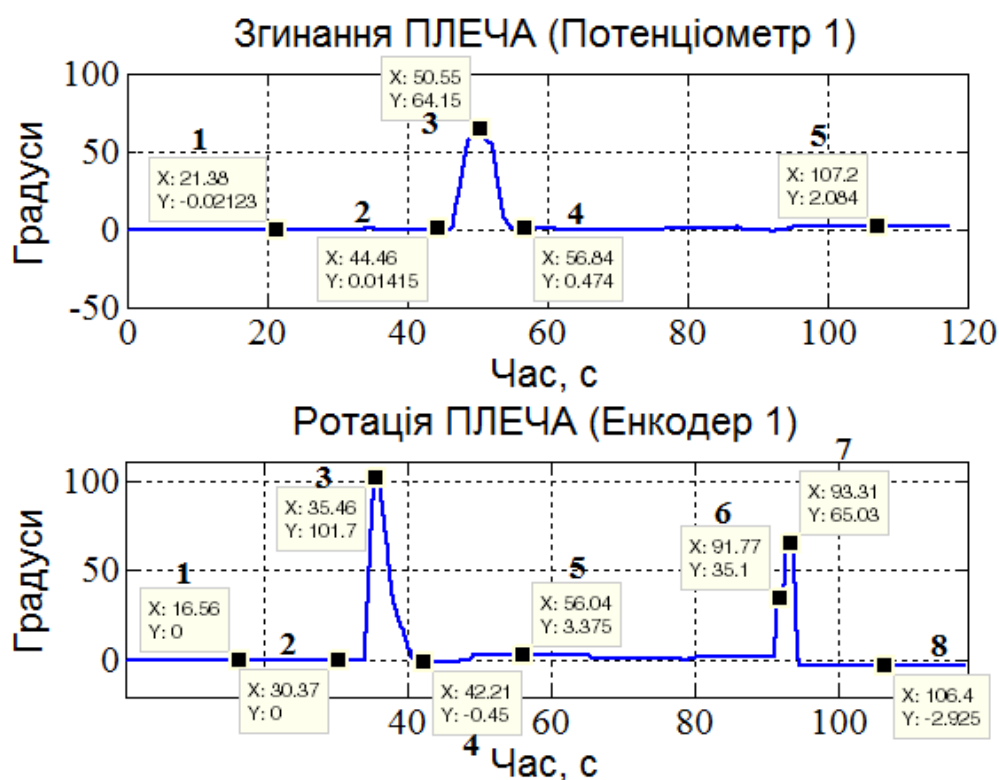


Рис.4.37. Суглобові кути сегмента-плеча

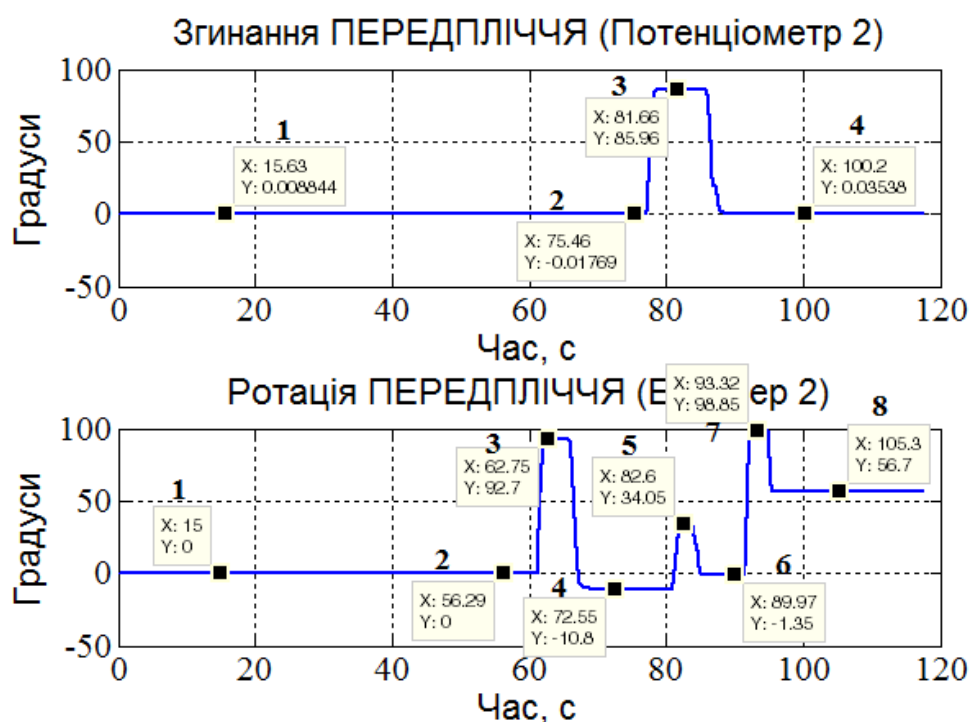


Рис.4.38. Суглобові кути сегмента-передпліччя

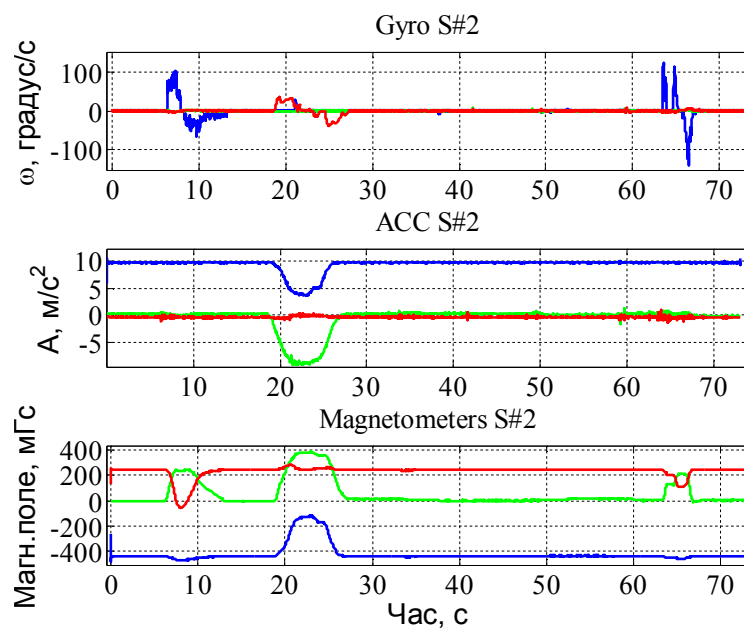


Рис. 4.39. Сигнали з ДКШ, акселерометрів, магнітометрів з ІВБ Sensor 2 під час проведення першого експерименту

Суглобові кути, що були оцінені за допомогою ІСОПРЛ, що використовує алгоритм БКВ показано на рис.4.40, а за допомогою комплексного алгоритму – на рис.4.41.

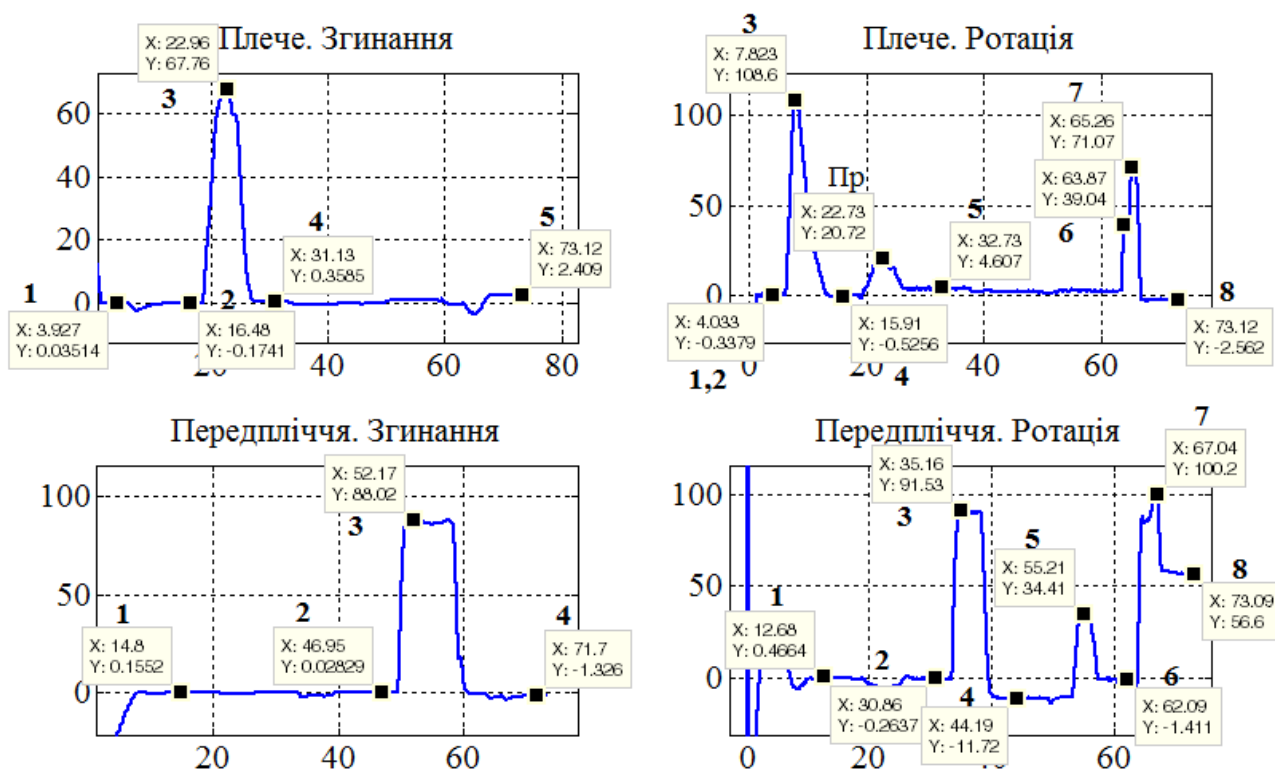


Рис.4.40. Суглобові кути ІСОПРЛ з використанням алгоритму БКВ

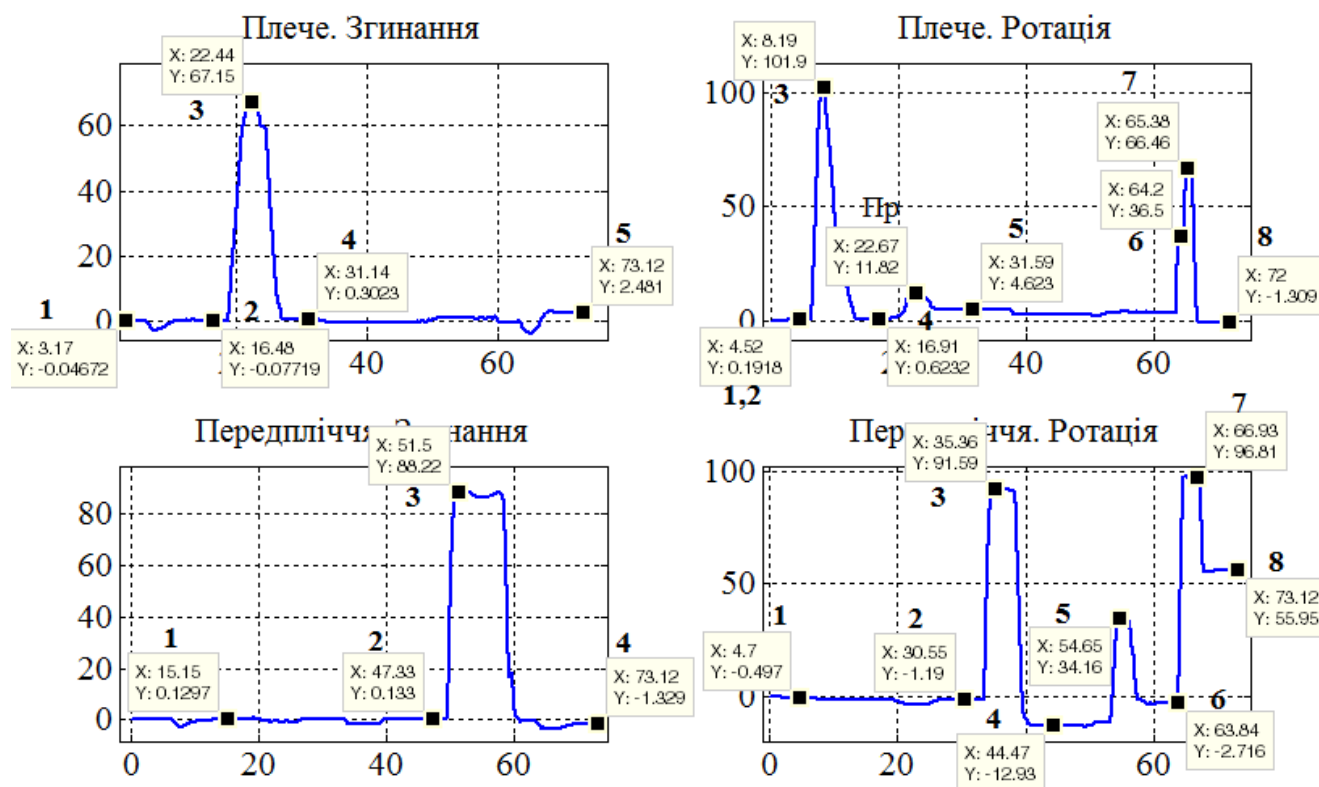


Рис.4.41. Суглобові кути ІСОПРЛ з використанням комплексного алгоритму

Для правильної роботи ІСОПРЛ, що з використанням алгоритму БКВ, що з використанням комплексного алгоритму потрібно виконувати так звану «натільну калібровку». Тобто суміщення вісей СК, зв'язаних з ІВБ, з вісями зв'язаними з сегментами тіла людини згідно моделі екзо-скелета (у нашому випадку з СК, зв'язаними з сегментами стану). Така калібровка включає виставку людини у статичні пози із заздалегідь відомою орієнтацією сегментів, а потім визначення матриці повороту, яка буде суміщати вищеописані СК. У нашому експерименті інформацією, яку було використано для «натільної калібровки», є апріорні знання про орієнтацію стану-імітатора на початок експерименту. Початковим положенням є нульове положення, що підтверджується даними на рис.4.37-38. Підтвердженням правильності виконання натільної калібровки є той факт, що початкові значення суглобових кутів, оцінені ІСОПРЛ з використанням обох алгоритмів, близькі до 0° . Великі початкові відхилення суглобових кутів ІСОПРЛ з використанням алгоритму БКВ пояснюється наявністю перехідного процесу у фільтрі Калмана на початковому етапі його роботи. Порівняння точності роботи

двох ІСОПРЛ по обраним характерним точкам на графіках суглобових кутів для першого експерименту приведено в табл.4.11.

Таблиця 4.11. Оцінка точності ІСОПРЛ під час першого експерименту

№ Точки	Значення суглобового кута по датчикам стенда- імітатора, градуси	Похибки ІСОПРЛ, градуси	
		Алгоритм БКВ	Комплексний алгоритм
Згинання плеча			
1	-0,02	-0,06 (-0,02-0,04)	0,03 (-0,02+0,05)
2	0,01	0,18 (0,01+0,17)	0,09 (0,01+0,08)
3	64,15	-3,61 (64,15-67,76)	-3 (64,15-67,15)
4	0,47	0,11 (0,47-0,36)	0,17 (0,47-0,3)
5	2,08	-0,33 (2,08-2,41)	-0,4 (2,08-2,48)
Ротація плеча			
1	0	0,34 (0+0,34)	-0,19 (0-0,19)
2	0	0,34 (0+0,34)	-0,19 (0-0,19)
3	101,7	-6,9 (101,7-108,6)	-0,2 (101,7-101,9)
4	-0,45	0,08 (-0,45+0,53)	-1,07 (-0,45-0,62)
5	3,38	-1,23 (3,38-4,61)	-1,24 (3,38-4,62)
6	35,1	-3,94 (35,1-39,04)	-1,4 (35,1-36,5)
7	65,03	-6,04 (65,03-71,07)	-1,43 (65,03-66,46)
8	-2,93	-0,37 (-2,93+2,56)	-1,62 (-2,93+1,31)
Згинання передпліччя			
1	0,01	-0,15 (0,01-0,16)	-0,12 (0,01-0,13)
2	-0,02	-0,05 (-0,02-0,03)	-0,15 (-0,02-0,13)
3	85,96	-2,06 (85,96-88,02)	-2,26 (85,96-88,22)
4	0,035	1,365 (0,035+1,33)	1,365 (0,035+1,33)
Ротація передпліччя			
1	0	-0,47 (0-0,47)	0,5 (0+0,5)
2	0	0,26 (0+0,26)	1,19 (0+1,19)
3	92,7	1,17 (92,7-91,53)	1,11 (92,7-91,59)
4	-10,8	0,92 (-10,8+11,72)	2,13 (-10,8+12,93)
5	34,05	-0,36 (34,05-34,41)	-0,11 (34,05-34,16)
6	-1,35	0,06 (-1,35+1,41)	1,37 (-1,35+2,72)
7	98,85	-1,35 (98,85-100,2)	2,04 (98,85-96,81)
8	56,7	0,1 (56,7-56,6)	0,75 (56,7-55,95)

Як видно з приведених в таблиці результатів, при повільному русі ІСОПРЛ з обома алгоритмами мають дуже близькі значення похибок, особливо по кутах згинання сегментів. Стосовно оцінки кутів ротації сегментів така ж ситуація

спостерігається при малих значеннях суглобових кутів, але при значних кутах ротації плеча (більше 60°) ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ має значно більші похибки, ніж ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом (див. у таблиці точку №3 та №7 для ротації плеча). При оцінці кута ротації сегмента-передпліччя ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ має трохи менші похибки, проте похибки ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом відрізняються від системи з алгоритмом БКВ максимум трохи більше 1 градуса. Також варто відмітити наявність на графіках роботи обох ІСОПРЛ точки, що позначена як «ПР». Якщо порівняти цей результат з графіками роботи еталонних датчиків стенду, то на них даний виступ відсутній. Тобто кожна ІСОПРЛ у даному випадку показала невеликий хибний рух, який міг бути викликаний випадковими зміщеннями ІВБ, які встановлювалися на сегменти стенду. Варто відмітити, що ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом у даному випадку продемонструвала меншу максимальну похибку ($8,44^\circ = 11,82^\circ - 3,38^\circ$), ніж ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ ($17,34^\circ = 20,72^\circ - 3,38^\circ$). Тобто при повільному русі стенда-імітатора обидві ІСОПРЛ показали хороші результати, проте ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом має менші похибки при оцінюванні великих значень суглобових кутів. Отримані графіки суглобових кутів адекватно відображають вихідний рух стенда.

Другий проведений експеримент полягав у виконанні швидких довільних рухів обох сегментів одночасно. Графіки зміни суглобових кутів під час цього експерименту, зафіксовані датчиками стенда-імітатора, показано на рис.4.42 та на рис.4.43. Порівняння точності роботи двох ІСОПРЛ по обраним характерним точкам на графіках суглобових кутів для другого експерименту приведено в табл.4.12.

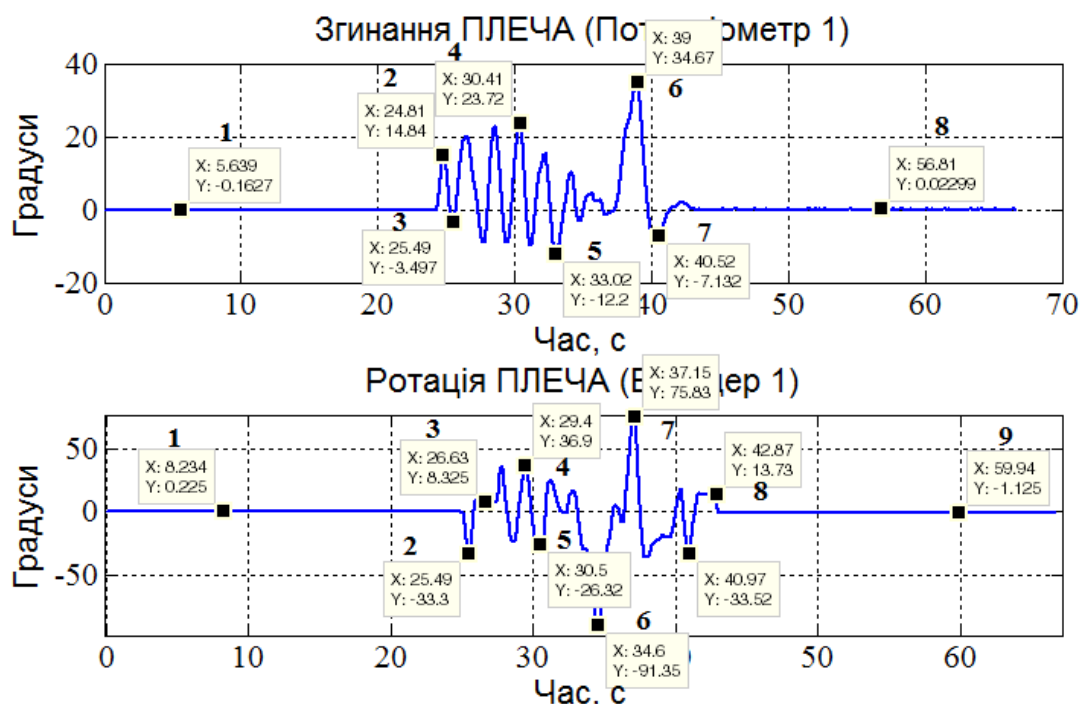


Рис.4.42. Суглобові кути сегмента-плеча

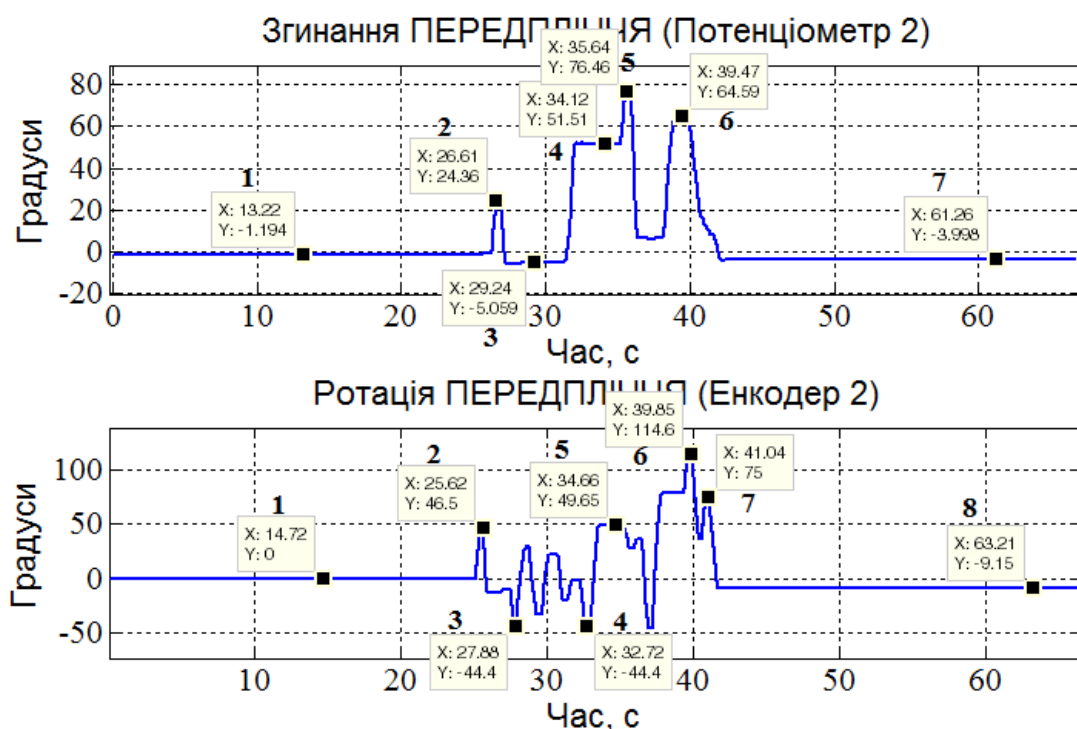


Рис.4.43. Суглобові кути сегмента-передпліччя

Первинні сигнали з IBF Sensor 2 під час експерименту показані на рис. 4.44.

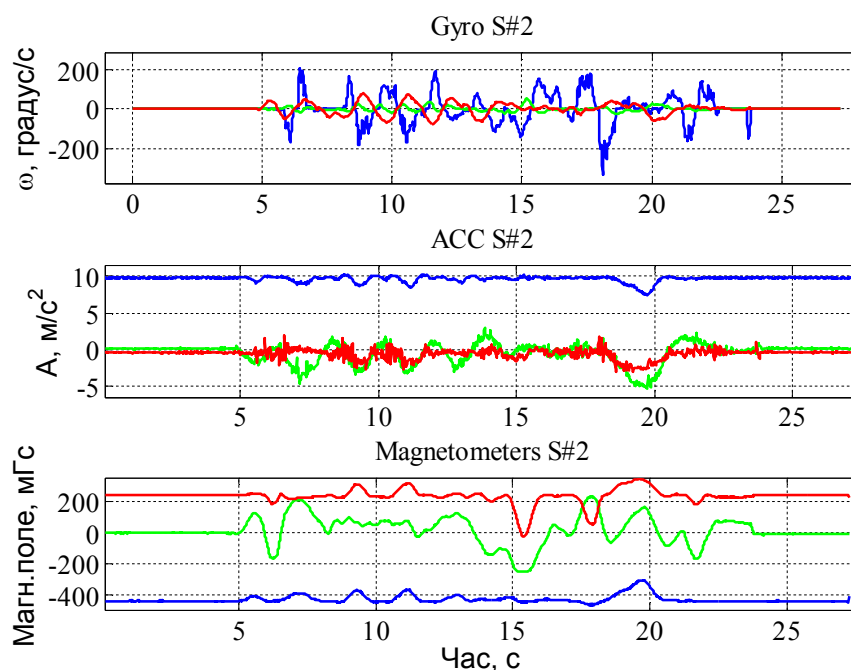


Рис. 4.44. Сигнали з ДКШ, акселерометрів, магнітометрів з ІВБ Sensor 2 під час проведення другого експерименту

Суглобові кути, що були оцінені за допомогою ІСОПРЛ, що використовує алгоритм БКВ показано на рис.4.45, а за допомогою комплексного алгоритму – на рис.4.46.

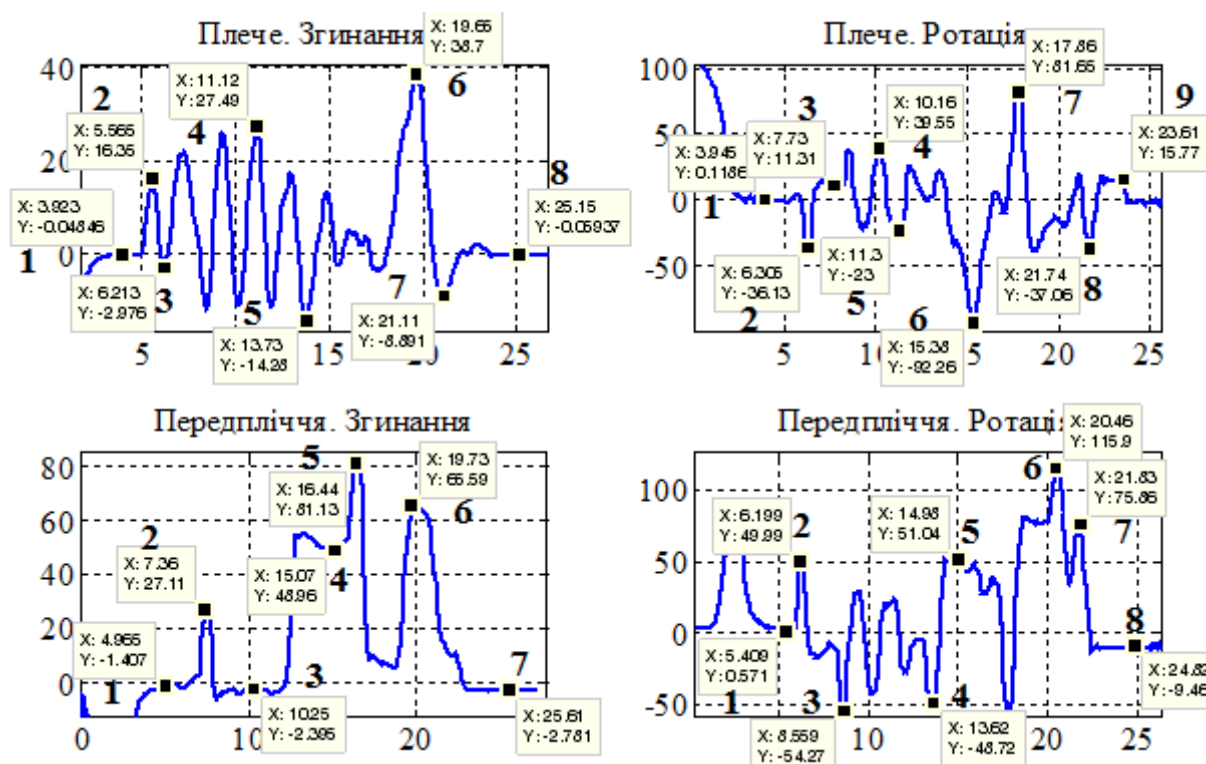


Рис.4.45. Суглобові кути ІСОПРЛ з використанням алгоритму БКВ

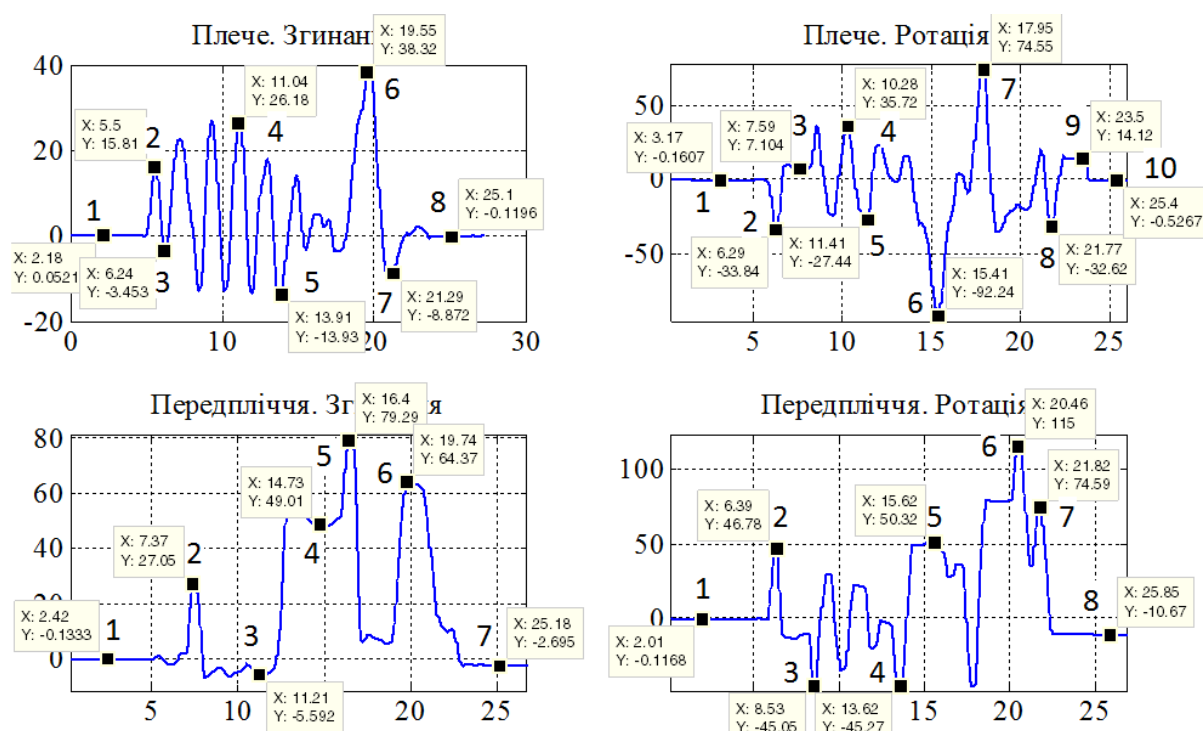


Рис.4.46. Суглобові кути ІСОПРЛ з використанням комплексного алгоритму

Таблиця 4.12. Оцінка точності ІСОПРЛ під час другого експерименту

№ Точки	Значення суглобового кута по датчикам стенда- імітатора, градуси	Похибки ІСОПРЛ, градуси	
		Алгоритм БКВ	Комплексний алгоритм
Згинання плеча			
1	-0,16	-0,11 (-0,16+0,05)	-0,21 (-0,16-0,05)
2	14,84	-1,51 (14,84-16,35)	-0,97 (14,84-15,81)
3	-3,497	-0,517 (-3,497+2,98)	-0,047 (-3,497--3,45)
4	23,72	-3,77 (23,72-27,49)	-2,46 (23,72-26,18)
5	-12,2	2,08 (-12,2+14,28)	1,73 (-12,2+13,93)
6	34,67	-4,03 (34,67-38,7)	-3,65 (34,67-38,32)
7	-7,13	1,76 (-7,13+8,89)	1,74 (-7,13+8,87)
8	0,02	0,09 (0,02+0,07)	0,14 (0,02+0,12)
Ротація плеча			
1	0,23	0,11 (0,23-0,12)	0,39 (0,23+0,16)
2	-33,3	2,83 (-33,3+36,13)	0,54 (-33,3+33,84)
3	8,33	-2,98 (8,33-11,31)	1,23 (8,33-7,1)
4	36,9	-2,65 (36,9-39,55)	1,18 (36,9-35,72)
5	-26,32	-3,32 (-26,32+23)	1,12 (-26,32+27,44)
6	-91,35	0,91 (-91,35+92,26)	0,89 (-91,35+92,24)
7	75,83	-5,83 (75,83-81,66)	1,28 (75,83-74,55)
8	-33,52	3,54 (-33,52+37,06)	-0,9 (-33,52+32,62)
9	13,73	0,985 (13,73-15,77)	-0,39 (13,73-14,12)

10	-1,125	0,985 (-1,125+2,11)	-0,595 (-1,125+0,53)
Згинання передпліччя			
1	-1,19	0,22 (-1,19+1,41)	-1,06 (-1,19+0,13)
2	24,36	-2,75 (24,36-27,11)	2,69 (24,36-27,05)
3	-5,06	-2,66 (-5,06+2,4)	0,53 (-5,06+5,59)
4	51,51	2,55 (51,51-48,96)	2,5 (51,51-49,01)
5	76,46	-4,67 (76,46-81,13)	-2,83 (76,46-79,29)
6	64,59	-2 (64,59-66,59)	0,22 (64,59-64,37)
7	-3,998	-1,218 (-3,998+2,78)	-1,298 (-3,998+2,7)
Ротація передпліччя			
1	0	-0,57 (0-0,57)	0,12 (0+0,12)
2	46,5	-3,49 (46,5-49,99)	-0,28 (46,5-46,78)
3	-44,4	9,87 (-44,4+54,27)	0,65 (-44,4+45,05)
4	-44,4	4,32 (-44,4+48,72)	0,87 (-44,4+45,27)
5	49,6	1,44 (49,6-51,04)	-0,72 (49,6-50,32)
6	114,6	-1,3 (114,6-115,9)	-0,4 (114,6-115)
7	75	-0,86 (75-75,86)	0,41 (75-74,59)
8	-9,15	0,31 (-9,15+9,46)	1,52 (-9,15+10,67)

Як видно з приведених в таблиці 4.12 результатів при швидкому русі стенда-імітатора ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом має менші значення похибок, особливо по кутах ротації сегментів. Для ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ, як і в попередньому досліді, характерні більші похибки при великих значеннях суглобових кутів. Проте у даному досліді похибка ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ починає значно відрізнятися (див. точку №7 для ротації плеча - більше 4° ; див. точку №3 для ротації передпліччя - більше 9°) від похибки ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом при значеннях кута ротації більше 40° . Стосовно похибок оцінювання кутів згинання сегментів стенду, то ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ не значно поступається ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом. Її максимальна перевищує похибку ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом не більше $1,5^{\circ}$ - 2° (див. точку №4 для згинання плеча та точку №3 для згинання передпліччя). Також необхідно відмітити, що графіки зміни суглобових кутів отримані з ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом краще по формі відтворюють еталонні вимірювання, особливо це видно у районі точки №6 з графіка ротації передпліччя.

При швидкому русі ми можемо спостерігати тенденцію, що похибки ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом залишилися на попередньому рівні, а похибки системи з алгоритмом БКВ підвищилися. Це пояснюється підвищенням рівня прискорень, що діють на ІВБ. А як було показано в даному розділі раніше БКВ дуже чутлива до дії прискорень і має при цьому значні похибки. Комплексний алгоритм набагато менш чутливий до такого виду завад, бо в ньому використовується алгоритм БІНС, який інваріантний до дії відносних прискорень об'єкта. Також потрібно сказати, що графіки суглобових кутів повністю адекватно відображають вихідний рух стенда.

Проведені натурні експерименти підтвердили працездатність та правильність розроблених алгоритмів, адекватність їх результатів істинному руху об'єкта. Порівняння експериментальних результатів роботи ІСОПРЛ в різних режимах руху об'єкта показали переваги розробленого комплексного алгоритму з корекцією по біомеханічній моделі скелету людини. Особливо це стосується оцінювання руху об'єктів, що здійснюють швидкі рухи. Використання комплексного алгоритму в ІСОПРЛ у порівнянні з використанням алгоритму БКВ дозволяє знизити похибки системи на 5° - 6° при вимірюванні кутів ротації із значним діапазоном. Також при швидких рухах підвищується на $1,5^{\circ}$ - 2° точність оцінки кутів згинання сегментів стенду. Дані результати отримані для чутливих елементів, описаних на початку розділу і досліджених у п.4.1.

Результати представлених досліджень наведені у працях [71, 73-76, 101, 104, 105, 107-111].

Висновки до розділу 4

1. У розділі приведено результати калібрування чутливих елементів ІСОПРЛ класичними методами, наведені отримані калібровочні параметри та виконано оцінку точності чутливих елементів після застосування даних параметрів. Отримані калібровочні параметри використано у якості еталонних значень для перевірки теоретичних тверджень стосовно можливості застосування скалярного калібрування для датчиків середньої і низької точності.

Експериментально показано можливість виконання скалярної калібровки для датчиків з малим зміщенням нуля та розбіжність даного процесу, якщо невідоме зміщення нуля перевищуватиме 15 % від модуля вимірюваного вектора (дивись скалярне калібрування магнітометрів).

Дістав подальшого розвитку метод скалярного калібрування для мікромеханічних акселерометрів та магніторезистивних датчиків шляхом введення даних попередньої векторної калібровки та застосування ітеративної процедури калібрування. Запропоновано використовувати віднімання апіорної оцінки зміщення нуля для забезпечення збіжності процесу калібрування. Показано, що можливо ітераційно застосовувати метод скалярної калібровки для поступового зменшення апіорної похибки масштабного коефіцієнта та зміщення нуля. Проте початкові похибки знання коефіцієнтів математичної моделі сигналу мають бути малими. Особливо це стосується похибки зміщення нуля, бо при виведенні скалярного рівняння зв'язку сумою квадратів похибок зміщення нуля нехтують. Таке можливо допускати тільки при виконанні вищезазначених умов.

У роботі запропоновано і показано, що, формуючи калібровочну матрицю з результатів скалярного калібрування, можна використати оцінки похибок розузгодження вісей, отримані за допомогою класичних методів. Це актуально, так як метод скалярного калібрування не дає змоги оцінювати ці коефіцієнти окремо. Експериментально показано, що, якщо апіорна похибка оцінки масштабних коефіцієнтів та зміщень нулів не перевищує 1%, а у вихідній матриці по результатам скалярного калібрування врахувати похибки розузгодження вісей, як вказано вище, то похибка чутливих елементів після застосування даних калібровочних параметрів аналогічна похибці для параметрів, отриманих класичними методами (див. рис.4.15 та табл.4.5).

2. Виконано експериментальне дослідження розробленого у розділі 3 алгоритму БКВ. Показані залежності похибок розрахунку кутів орієнтації у статиці та динаміці для різних значень кутів орієнтації. Максимальна похибка визначення кутів крену і тангажу БКВ в статиці становила – $1,5^\circ$, СКВ – $0,86^\circ$; максимальна похибка визначення куту курсу – $0,8^\circ$.

Експериментально на стенді трьохвісної хитавиці показано значне збільшення похибок БКВ при дії прискорення. Максимальна похибка БКВ в динаміці становила – $4,16^\circ$. Даний факт підтвердив необхідність розробки комплексного алгоритму з формуванням корекції по біомеханічній моделі для ІСОПРЛ.

3. Виконано чисельне моделювання комплексного алгоритму роботи одного ІВБ системи оцінки параметрів руху людини. У якості базового алгоритму використовувався алгоритм безплатформної інерціальної навігаційної системи у географічній системі координат. Для корегування наростаючих в часі похибок БІНС було використано інформацію про біомеханічну модель скелета, на основі якої було сформовано корекційні сигнали.

Чисельне моделювання комплексного алгоритму одного ІВБ було виконано для прискореного руху об'єкта з амплітудою 1 м/с^2 . Результати моделювання показали нечутливість алгоритму до збурень, які викликають відносні прискорення об'єкта.

Показано, що введення коректуючих сигналів на основі біомеханічної моделі скелету дозволило значно підвищити точність визначення орієнтації відносно випадку роботи звичайного алгоритму БІНС. При формуванні корекційних впливів по оцінкам похибок швидкостей на вході сигналів для інтегрування рівняння Пуассона та інтеграторів швидкостей, по оцінкам похибок переміщень на вході інтеграторів позиційних даних, похибки визначення кутів крену і тангажу не перевищували $0,8^\circ$ (для чутливих елементів, параметри яких приведені у розділі 3). При цьому вдалося прибрати дрейфову складову похибки визначення швидкості сегмента та знизити рівень наростаючої в часі похибки визначення переміщень сегмента. Для зменшення похибки визначення переміщень необхідно виконувати замикання у комплексному алгоритмі по позиційним даним, тобто на виходах інтеграторів позиційних даних віднімати оцінку похибки переміщень. Проте віднімання оцінки похибок швидкостей на виходах інтеграторів швидкостей є не раціональним, бо призводить до неусувної наростаючої в часі похибки визначення орієнтації.

Результати чисельного дослідження запропонованого комплексного алгоритму роботи одного ІВБ для інерціальної системи оцінки параметрів руху людини показали ефективність його застосування для оцінки параметрів орієнтації та переміщень сегмента при прискореному русі. Оцінка швидкостей сегмента комплексним алгоритмом є задовільною, бо її середньоквадратична похибка перевищує в декілька раз середньоквадратичну похибку визначення швидкості на основі біомеханічної моделі. А тому для оцінки швидкостей сегмента раціональніше використовувати значення, отримані з використанням біомеханічної моделі скелету та кутових параметрів руху сегмента.

4. Розроблено та описано стенд-імітатор верхньої кінцівки людини. Описано кінематику та його функціональні можливості. Датчики даного стенду здатні вимірювати кути ротації сегментів з точністю 9 кут.хв, а кути згинання – 2 кут.хв. Розроблений стенд був використаний у якості еталонного обладнання для проведення натурного експерименту. У цьому експерименті було отримано оцінку похибок ІСОПРЛ з двома розробленими в дисертації у розділі 3 алгоритмами (алгоритм для БКВ та комплексний алгоритм з корекцією на основі інформації про біомеханічну модель) та виконано їх порівняння. Під час повільного руху обидва алгоритми показали схожі результати, а їх похибки відрізнялися в досить малих межах (до 1°), окрім деяких характерних точок на графіках ротації. Такими точками являються характерні точки на графіках ротації плеча при великих значеннях цього кута. На даних точках похибка ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ перевищувала похибку ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом приблизно до 6°

Другим експериментом був експеримент з швидкими рухами стенду, що імітує рух об'єкта із значним рівнем відносного прискорення. Було отримано результат, який показав, що ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом має менші значення похибок, особливо по кутах ротації сегментів. Для ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ, як і в першому досліді, характерні більші похибки при великих значеннях суглобових кутів (для ротації плеча - більше 4° ; для ротації передпліччя - більше 9°) від похибки ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом при

значеннях кута ротації більше 40° . Стосовно похибок оцінювання кутів згинання сегментів стану, то ІСОПРЛ з алгоритмом БКВ незначно поступається ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом. Її максимальна похибка перевищує похибку ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом не більше $1,5^{\circ}$ - 2° . Графіки зміни суглобових кутів, отримані з ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом, краще по формі відтворюють еталонні вимірювання. Графіки суглобових кутів повністю адекватно відображають вихідний рух стану.

Використання комплексного алгоритму в ІСОПРЛ у порівнянні з використанням алгоритму БКВ дозволяє знизити похибки системи на 5° - 6° при вимірюванні кутів ротації із значним діапазоном. При швидких рухах підвищується на $1,5^{\circ}$ - 2° точність оцінки кутів згинання сегментів стану.

ВИСНОВКИ

Головний науковий результат дисертаційної роботи полягає в науковому обґрунтуванні та розробці алгоритмів функціонування інерціальної системи оцінки параметрів руху людини з підвищеною завадостійкістю та точністю, в удосконаленні та розширенні можливостей існуючих методів калібрування для врахування зміни параметрів чутливих елементів.

В ході дисертаційної роботи було вирішено та виконано задачі:

1) Проаналізовано вплив похибок магнітометрів і акселерометрів на точність оцінки орієнтації безплатформною курсовертикаллю, обґрунтовано необхідність розділення магнітометричного та акселерометричного каналу корекції в алгоритмах безплатформних курсовертикалей.

2) Сформульовано, теоретично обґрунтовано та підтверджено моделюванням принцип розділення каналів корекції безплатформної курсовертикалі, який полягає у використанні для корекції безплатформної курсовертикалі сигналів акселерометрів та модифікованих сигналів магнітометрів, у яких на основі даних акселерометричного каналу виконано обнулення вертикальної складової вектора індукції магнітного поля Землі без необхідності використання апріорних даних. Практична реалізація даного принципу дозволяє виключити вплив вимірювань магнітометрів на оцінку орієнтації алгоритмом БКВ відносно площини горизонту (кути крену та тангажа).

3) Розроблено для інерціальної системи оцінки параметрів руху людини інваріантний до прискореного руху кінцівок комплексний алгоритм безплатформної інерціальної навігаційної системи, корекційні сигнали по швидкості та переміщенню якого сформовані на основі біомеханічної моделі скелету людини.

При виконанні даної задачі була описана біомеханічна модель скелету, створені структурні схеми роботи ІСОПРЛ з корекцією за сигналами по біомеханічній моделі скелету людини. Реалізація комплексного алгоритму дозволила знизити похибки ІСОПРЛ при виконанні людиною рухів із значним рівнем прискорення, у порівнянні з аналогічною ІСОПРЛ, що використовує

алгоритм БКВ. Запропонований алгоритм вперше застосовано для оцінки кінематичних параметрів руху людини.

4) Розроблено закони формування корекційних сигналів, що базуються на використанні біомеханічної моделі скелета людини. Розраховано корекційні сигнали по швидкостях і переміщеннях сегментів тіла людини, оцінено рівень похибок даного сигналу. Якщо оцінка орієнтації сегмента виконана з похибкою, що не перевищує 5° , то оцінки похибок розрахунку швидкостей і переміщень (для рівня 3σ) на основі біомеханічної моделі будуть становити відповідно 0,32 м/с і 0,095 м.

5) Виконано вибір оптимальної моделі сигналу датчиків інерціального вимірювального блоку за допомогою методу групового урахування аргументів. У результаті була обрана лінійна модель датчика, яка враховує масштабний коефіцієнт, зміщення нуля та два коефіцієнти, що описують похибки від неточності установки та перехресних зв'язків.

6) Дістав подальшого розвитку метод скалярного калібрування для мікромеханічних акселерометрів та магніторезистивних датчиків шляхом введення даних попередньої векторної калібровки та застосування ітеративної процедури калібрування. Отримано повні аналітичні вирази, що описують параметри математичної моделі, яка оцінюється за допомогою методу скалярного калібрування; виконано чисельне дослідження та аналіз впливу похибок моделі сигналу на точність скалярного калібрування. Отримано рекомендації щодо застосування методу скалярного калібрування для датчиків низької точності та графічні залежності, що дозволяють отримати оцінку точності знаходження параметрів моделі сигналу датчиків.

Застосування методу скалярного калібрування дозволяє спростити підготовку чутливих елементів системи до роботи.

7) Удосконалено метод векторної калібровки шляхом оцінювання коефіцієнтів математичної моделі за допомогою фільтра Калмана з введенням змінних стану, що характеризують шумові складові похибки чутливих елементів, це покращує збіжність результатів калібровки. Для експериментальної перевірки

розроблено прикладне програмне забезпечення, що реалізує алгоритм ітеративного калібрування на основі фільтра Калмана.

Запропонований алгоритм дає вигоду у швидкості збіжності оцінок калібровочних коефіцієнтів.

8) Виконано імітаційне моделювання розробленого комплексного алгоритму роботи ІСОПРЛ для визначення його характеристик, оцінено вплив коректуючих сигналів та знайдено числові значення коефіцієнтів корекції, що забезпечують підвищення точності алгоритму.

9) Проведено натурні випробування, що підтвердили коректність та ефективність розроблених алгоритмів ІСОПРЛ. Розроблено стенд-імітатор верхньої кінцівки людини. Датчики стенду здатні вимірювати кути ротації сегментів з точністю 9 кут.хв., а кути згинання – 2 кут.хв. Виконано експериментальну оцінку підвищення точності ІСОПРЛ на стенді-імітаторі верхньої кінцівки людини, який використаний у якості еталонного обладнання.

При повільних рухах стенда-імітатора максимальна похибка ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом становила максимум 3 градуси, а при виконанні динамічних рухів (із значним рівнем кутових швидкостей та прискорень) – 3,7 градуси. Показано, що точність ІСОПРЛ з комплексним алгоритмом мало залежить від динаміки руху сегмента. Отримана точність системи не поступається світовим аналогам. Варто відзначити, що розроблена ІСОПРЛ використовує грубіші датчики, ніж у відомих системах.

10) Результати дослідження мають практичне впровадження. Алгоритм безплатформної курсовертикалі та комплексний алгоритм БІНС для використання в ІСОПРЛ було впроваджено в ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» (м. Київ) при розробці інерціальної системи оцінки кінематичних (часових і просторових) характеристик опорно-рухового апарата людини BNS-01. Алгоритм безплатформної курсовертикалі з використанням принципу розділення каналів корекції та удосконалений скалярний метод калібрування використовується в ТОВ «Гіротех» (м. Київ). Розроблена спрощена модель похибок безплатформної курсовертикалі та стенд-імітатор використовуються в

навчальному процесі кафедри приладів і систем орієнтації і навігації Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. El-Gohary, M. A. (2013). Joint angle tracking with inertial sensors. Dissertations and Theses. Paper 661. http://pdxscholar.library.pdx.edu/open_access_etds/661
2. González-Villanueva, L., Cagnoni, S., & Ascari, L. (2013). Design of a wearable sensing system for human motion monitoring in physical rehabilitation. *Sensors*, 13(6), 7735-7755.
3. Garofalo, P. (2010). *Development of motion analysis protocols based on inertial sensors* (Doctoral dissertation, PhD thesis, University of Bologna). DOI 10.6092/unibo/amsdottorato/2823.
4. Chen, X. (2013). Human motion analysis with wearable inertial sensors. PhD diss., University of Tennessee. http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/2407.
5. Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2009). Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep.
6. Godfrey, A. C. R. M. D. O. G., Conway, R., Meagher, D., & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering & physics*, 30(10), 1364-1386.
7. Sigal, L., & Black, M. J. (2006). Humaneva: Synchronized video and motion capture dataset for evaluation of articulated human motion. Brown University TR, 120.
8. Работы в области МОСАР [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.mocaprus.ru/studio.htm>
9. Все о МОСАР [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.render.ru/books/show_book.php?book_id=531
10. Котюжанский Л.А. Интерфейс бесконтактного человеко-машинного взаимодействия на основе данных сенсора-дальномера: Дис. канд. техн. наук: 5.13.11. - Екатеринбург, 2014 – 146 с. ил.
11. Chen, H., Qian, G., & James, J. (2005, October). An autonomous dance scoring system using marker-based motion capture. In *Multimedia Signal Processing, 2005 IEEE 7th Workshop on* (pp. 1-4). IEEE.

12. Silaghi, M. C., Plänkers, R., Boulic, R., Fua, P., & Thalmann, D. (1998). Local and global skeleton fitting techniques for optical motion capture. In *Modelling and Motion Capture Techniques for Virtual Environments* (pp. 26-40). Springer Berlin Heidelberg.
13. Steinicke, F., Jansen, C. P., Hinrichs, K. H., Vahrenhold, J., & Schwald, B. (2007). Generating optimized marker-based rigid bodies for optical tracking systems. In *VISAPP (2)* (pp. 387-395).
14. Feng, M. Q. (2006). Sensor Suits for Human Motion Detection (No. UCI-CEE-03-F03). CALIFORNIA UNIV IRVINE.
15. O'Brien, R., Bodenheimer, G., Brostow, J., Hodgins (2000). Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data. In *Proceedings of graphics interface 2000* (pp. 53 – 60).
16. Yi, S. Y., & Choi, B. W. (2004). Autonomous navigation of indoor mobile robots using a global ultrasonic system. *Robotica*, 22(04), 369-374.
17. Hermann, T., Höner, O., & Ritter, H. (2005, May). AcouMotion—an interactive sonification system for acoustic motion control. In *International Gesture Workshop* (pp. 312-323). Springer Berlin Heidelberg.
18. Український Iron Man, або Як студент НАУ створив екзоскелет [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://studway.com.ua/iron-man>.
19. Silicon Sensing. MEMS Gyroscopes [Електронний ресурс]. – Режим доступу: www.siliconsensing.com/products/gyroscopes.
20. Perception Neuron [Електронний ресурс]. – Режим доступу : www.neuronmocap.zendesk.com/hc/en-us.
21. MVN Suits: Biomech and Awinda [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.xsens.com/products/xsens-mvn>.
22. 3D Suit motion capture [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://inertiallabs.com/3dsuit.html>.
23. Skog, I., Handel, P., Nilsson, J. O., & Rantakokko, J. (2010). Zero-velocity detection—An algorithm evaluation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(11), 2657-2666.

24. Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... & Schmid, O. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4), 543-548.
25. Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... & Werner, F. W. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5), 981-992.
26. Nguyen, K. D., Chen, I. M., Luo, Z., Yeo, S. H., & Duh, H. B. L. (2011). A wearable sensing system for tracking and monitoring of functional arm movement. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 16(2), 213-220.
27. Veltink, P. H., Kortier, H., & Schepers, H. M. (2009). Sensing power transfer between the human body and the environment. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(6), 1711-1718.
28. Gopalai, A. A., & Senanayake, S. A. A. (2011). A wearable real-time intelligent posture corrective system using vibrotactile feedback. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 16(5), 827-834.
29. Zhang, Z. Q., & Wu, J. K. (2011). A novel hierarchical information fusion method for three-dimensional upper limb motion estimation. *IEEE transactions on instrumentation and measurement*, 60(11), 3709-3719.
30. Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *Journal of Biomechanics*, 115(4A), 344-349.
31. Woltring, H. J. (1994). 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. *Journal of biomechanics*, 27(12), 1399-1414
32. Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 105, 136.
33. Kinzel, G. L., Hall, A. S., & Hillberry, B. M. (1972). Measurement of the total motion between two body segments—I. Analytical development. *Journal of*

Biomechanics, 5(1), 93-105.

34. Мелешко В.В., Нестеренко О.И. Бесплатформенные инерциальные навигационные системы. Учебное пособие. – Кировград: ПОЛИМЕД-СЕРВИС, 2011. – С.111-124.

35. Roetenberg, D. (2006). *Inertial and magnetic sensing of human motion*. University of Twente. PhD thesis.

36. Yang, H., & Ye, J. (2011, August). A calibration process for tracking upper limb motion with inertial sensors. In *Mechatronics and Automation (ICMA), 2011 International Conference on* (pp. 618-623). IEEE.

37. Zhu, R., & Zhou, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Transactions on Neural systems and rehabilitation engineering*, 12(2), 295-302.

38. Morton, L., Baillie, L., & Ramirez-Iniguez, R. (2013, October). Pose calibrations for inertial sensors in rehabilitation applications. In *Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications (WiMob), 2013 IEEE 9th International Conference on* (pp. 204-211). IEEE.

39. Bachmann, E. R. (2000). *Inertial and magnetic tracking of limb segment orientation for inserting humans into synthetic environments*. Naval Postgraduate School Monterey CA.

40. Molet, T., Boulic, R., & Thalmann, D. (1999). Human motion capture driven by orientation measurements. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 8(2), 187-203.

41. Uzor, S., Baillie, L., & Skelton, D. (2012, May). Senior designers: empowering seniors to design enjoyable falls rehabilitation tools. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1179-1188). ACM.

42. Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., & Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of biomechanics*, 42(14), 2330-2335.

43. Luinge, H. J., Veltink, P. H., & Baten, C. T. (2007). Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of biomechanics*, 40(1), 78-85.

44. Chen, P. Z., Li, J., Luo, M., & Zhu, N. H. (2015). Real-time human motion capture driven by a wireless sensor network. *International Journal of Computer Games Technology*, 2015, 4.
45. Seel, T., Schauer, T., & Raisch, J. (2012, October). Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints. In *Control Applications (CCA), 2012 IEEE International Conference on* (pp. 45-49). IEEE.
46. Yuan, Q., Chen, I. M., & Sin, A. W. (2013, May). Method to calibrate the skeleton model using orientation sensors. In *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on* (pp. 5297-5302). IEEE.
47. Стародубцев И.С. Захват движения на основе иерархического гибкого скелета // Научно-технический вестник Поволжья. Направления: физико-математические науки, химические науки, технические науки. №1. 2014. Стр. 159-162.
48. Sabatini, A. M. (2005). Quaternion-based strap-down integration method for applications of inertial sensing to gait analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(1), 94-101.
49. Yun, X., & Bachmann, E. R. (2006). Design, implementation, and experimental results of a quaternion-based Kalman filter for human body motion tracking. *IEEE transactions on Robotics*, 22(6), 1216-1227.
50. Бранец В.Н., Шмыглевский И.П. Введение в теорию бесплатформенных инерциальных навигационных систем. - М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит. 1992. - 280с.
51. Crassidis, J. L., Markley, F. L., & Cheng, Y. (2007). Survey of nonlinear attitude estimation methods. *Journal of guidance, control, and dynamics*, 30(1), 12-28.
52. Madinehi, N. (2013). *Rigid body attitude estimation: An overview and comparative study* (Doctoral dissertation, The University of Western Ontario). Electronic Thesis and Dissertation Repository. Paper 1259.
53. Андреев В.Д. Теория инерциальной навигации. Автономные системы. - М.: Наука, 1956. - 580 с, т.5600, б.31.

54. Бабич О.А. Обработка информации в навигационных комплексах. – М.: Машиностроение, 1991. – 512 с.
55. Самотокин Б.Б., Мелешко В.В., Степанковский Ю.В. Навигационные приборы и системы. - К.: Вища школа, 1986. - 343 с, т.1650, 6.21.
56. Roetenberg, D., Luinge, H. J., Baten, C. T., & Veltink, P. H. (2005). Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3), 395-405.
57. Alahakone, A. U., & Senanayake, S. A. (2010). A real-time system with assistive feedback for postural control in rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(2), 226-233.
58. Zhang, Z. Q., Meng, X. L., & Wu, J. K. (2012). Quaternion-based Kalman filter with vector selection for accurate orientation tracking. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(10), 2817-2824.
59. H. Fourati, N. Manamanni, L. Afilal, and Y. Handrich, “Nonlinear filtering approach for the attitude and dynamic body acceleration estimation based on inertial and magnetic sensors: Bio-logging application,” *IEEE Sensors J.*, vol. 11, no. 1, pp. 233–244, Jan. 2011.
60. Fourati, H., Manamanni, N., Afilal, L., & Handrich, Y. (2014). Complementary observer for body segments motion capturing by inertial and magnetic sensors. *IEEE/ASME transactions on Mechatronics*, 19(1), 149-157.
61. Yuksel, Y., & El-Sheimy, N. (2011). An optimal sensor fusion method for skew-redundant inertial measurement units. *Journal of applied Geodesy*, 5(2), 99-115. ISSN (Online) 1862-9024, ISSN (Print) 1862-9016, DOI: 10.1515/jag.2011.010, August 2011
62. Dai, X. Q., Zhao, L., & Shi, Z. (2013). Optimal sensor fusion in redundant inertial measurement unit. In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 433, pp. 250-253). Trans Tech Publications. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMM.433-435.250
63. Пат. 106796 Україна, МПК⁶ G01C 21/00. Спосіб оптимального розміщення двокomпонентних датчиків у вимірювачі векторних величин [Текст]/

В.В. Мелешко (UA), С.Л. Лакоза (UA). - а201214662; заявл. 21.12.2012; опубл. 10.10.2014, бюл. № 19/2014. – 7 с : іл.

64. Пат. 93638 Україна, МПК⁶ G01C 21/00. Спосіб усунення перехресних похибок у надлишкових блоках двокомпонентних інерціальних датчиків [Текст]/ В.В. Мелешко (UA), А.В. Зазімко (UA), С.Л. Лакоза (UA). - u201404645; заявл. 30.04.2014; опубл. 10.10.2014, бюл. № 19/2014. – 7 с : іл.

65. Chen, P. Z., Li, J., Luo, M., & Zhu, N. H. (2015). Real-Time Human Motion Capture Driven by a Wireless Sensor Network. *International Journal of Computer Games Technology*, 2015, 4.

66. Xiao, Z., Nait-Charif, H., & Zhang, J. J. (2009). Real time automatic skeleton and motion estimation for character animation. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 20(5-6), 523-531.

67. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 1: Теоретичні основи розділення каналів корекції / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Вісник НТУУ «КПІ», серія Приладобудування. – 2013. – вип. 46. – с. 5-13

68. Rehbinder, H., & Hu, X. (2004). Drift-free attitude estimation for accelerated rigid bodies. *Automatica*, 40(4), 653-659.

69. Madgwick, S. O. (2010). An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. Report x-io and University of Bristol (UK).

70. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 2: Алгоритми корекції / Лакоза С.Л., Мелешко В.В. // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2014. - Випуск № 48. - с.2-11

71. Лакоза С.Л. Розробка і дослідження комплексного алгоритму інерціальної системи оцінки параметрів руху людини/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Технологический аудит и резервы производства. - 2016, Том 1, № 2(27) (2016) – с.56-68. DOI: //dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2016.59150

72. Лазарев И.А. Перспективы использования инерциальной системы для оценки кинематических характеристик верхней конечности у больных ревматоидным артритом /Лазарев И.А. Бобко А.Н., Мелешко В.В., Лакоза С.Л. //

Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2012р. - №74, с.34-39.

73. Development of Portable Human Body Navigation System / S.Lakoza, V. Meleshko // Tcset'2012. Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science: Proceedings of the XI-th International Conference, 21 Febr. 2012. – Slavske, Ukraine, 2012. - p. 110.

74. Лакоза С.Л. Микромеханическая система для биомеханических исследований верхней конечности человека / С.Л. Лакоза // Новые направления развития приборостроения: 7 междунар. науч.-техн. конференция молодых ученых и студентов, 23-25 апреля 2014г. : материалы конференции. — Минск: БНТУ, 2014. — с. 34.

75. Лакоза С.Л. Стадії калібровки системи захоплення руху/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: XIV Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2015р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2015. – с.20-21.

76. Лакоза С.Л. Використання біомеханічної моделі скелету людини у роботі інерціальної системи оцінки параметрів руху / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Людина і космос: XVIII Міжнародна молодіжна науково-практична конференція, 11-13 квітня 2016р. : збірник тез доповідей. – Дніпропетровськ: Національний центр аерокосмічної освіти молоді ім. О.М. Макарова, 2016. – с. 6-8.

77. Лазарев И.А., Бобко А.Н., Лакоза С.Л. Анализ кинематических характеристик верхней конечности у больных ревматоидным артритом с использованием инерциальной системы // Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации при повреждениях и заболеваниях верхней конечности: III Международный конгресс, 16-17 мая 2013 г. : работы конференции. – Москва, 2013. - с. 88-89.

78. Han, S., Wang, J., & Knight, N. (2009, July). Using allan variance to determine the calibration model of inertial sensors for GPS/INS integration. In *6th Interational Symposium on Mobile Mapping Technology*.

79. Измайлов А. Е. Исследование точности прецизионных акселерометров и повышение их качества : Дис. канд. техн. наук : **05.11.14**. – М., 2003, - 164 с. ил

80. Лепе С. Н. Разработка и исследование метода калибровки избыточных измерителей ускорения с целью повышения точности БИНС: Дис. канд. техн. наук : 05.11.14. – М., 2008. - 129 с. ил

81. Аврутов В.В. Мікромеханічні акселерометри та їх випробування : навч. посібник / В.В. Аврутов, П.М. Бондар, В.В. Мелешко; Міністерство освіти і науки України, НТУУ "КПІ". – К.: Корнійчук, 2008. – 62 с.

82. IEEE STD 952, 1997, IEEE Standard Specification Format Guide and Test Procedure for Single-Axis Interferometric Fiber Optic Gyros, pp, 62-73.

83. Ривкин, С. С. Статическая оптимизация навигационных систем / С. С. Ривкин, Р. И. Ивановский, А. В. Костров. - Л.: Судостроение, 1976.-280 с.

84. Мьинт Х.Н. Метод калибровки блока акселерометров инерциальной навигационной системы на испытательном стенде // Наука и образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электр. журнал. 2014. № 1. С. 38-54. DOI: 10.7463/0114.0691573.

85. Gietzelt, M., Wolf, K. H., Marschollek, M., & Haux, R. (2013). Performance comparison of accelerometer calibration algorithms based on 3D-ellipsoid fitting methods. *Computer methods and programs in biomedicine*, 111(1), 62-71.

86. Avrutov, V. (2011). On scalar calibration of an inertial instrument cluster. *Innovation and Technologies News*, 2(11), 22-30.

87. Аврутов В.В., Головач С.В., Мазепа Т.Ю. О скалярной калибровке инерциального измерительного модуля// XIX С.-Петербургская международная конференция по интегрированным навигационным системам: сб. трудов конф. Санкт-Петербург, 2012. С.113-118

88. Аврутов В.В., Мазепа Т.Ю. Влияние погрешности поворота стенда на точность калибровки блока гироскопов и акселерометров// Вестник НТУУ "КПИ". Сер. Приборостроение. 2012. № 43. С. 5-10

89. Егоров Ю.Г., Мьинт Х. Н. Синтез программ калибровки блока акселерометров бесплатформенной инерциальной навигационной системы// Труды ФГУП "НПЦАП". Системы и приборы управления. 2014. №4 (30). С. 79-86.

90. Е.А. Попов. Программы калибровки триады акселерометров// XVI

конференция молодых ученых «Навигация и управление движением» (11-14 марта 2014 г.): тез. докл. Санкт-петербург, 2014.

91. Шаврин В.В., Конаков А.С., Тисленко В.И.. Калибровка микроэлектромеханических датчиков ускорений // Доклады ТУСУРа. 2012. № 1 (25), часть 2. С.265-269.

92. Егоров Ю.Г., Мьинт Х.Н. Инвариантность уравнений процесса калибровки блока акселерометров инерциальной навигационной системы относительно ошибок испытательного стенда // Труды ФГУП "НПЦАП". Системы и приборы управления. 2013. №2 (25). С. 33-37.

93. Аврутов В. В., Головач С. В. Скалярный метод контроля и диагностики инерциально-измерительного модуля // Вестник НТУУ "КПИ". Сер. Приборостроение. 2014. Вип. 48 (№2). С.14-20.

94. Zikmund, A., & Ripka, P. (2010). Scalar calibration of 3-D coil system. *J. Elect. Eng.*, 61(7/s), 39-41.

95. Зайченко Ю.П. Основы проектування інтелектуальних систем : навч. посібник / Ю.П. Зайченко. – К.: Видавничий Дім «Слово», 2004. – 35 с.

96. Таланчук П.М Основы теории и проектирования измерительных приборов: учебное пособие для студентов вузов, обучающихся по специальности "Приборостроение" / П. М. Таланчук, В. Т. Рущенко. – К.: Головное изд. издательского объединения "Выща школа", 1989. - 454 с.

97. IEEE STD 647, 2006, IEEE Standard Specification Format Guide and Test Procedure for Single-Axis Laser Gyros, pp, 68-80.

98. Brown, R. G., & Hwang, P. Y. (1997). Introduction to random signals and applied Kalman filtering: with MATLAB exercises and solutions. *Introduction to random signals and applied Kalman filtering: with MATLAB exercises and solutions, by Brown, Robert Grover.; Hwang, Patrick YC New York: Wiley, c1997.*

99. Костюк А.Ю. Применение расширенного фильтра Калмана для калибровки инерциальных датчиков/ Костюк А.Ю., Лакоза С.Л // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2012. - Випуск № 43. - с.9-15.

100. Zhu, Y., & Li, X. R. (2007). Recursive least squares with linear constraints.

101. Лакоза С.Л. Скалярная калибровка акселерометров средней и низкой точности / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Радиооптика. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электр. журнал. 2015. №1. С. 9-28. DOI: 10.7463/rdopt.0115.0779996

102. Костюк А.Ю. Расширенный фильтр Калмана для калибровки инерциальных датчиков / А.Ю. Костюк, С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: IX Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2012. - с. 28-29.

103. Лакоза С.Л. Експериментальне дослідження шумових характеристик МЕМС датчиків / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Вимірювання, Контроль Та Діагностика В Технічних Системах (ВКДТС -2011): I Міжнародна наукова конференція пам'яті професора Володимира Поджаренка, 18-20 жовтня 2011р. : збірник тез доповідей. – Вінниця: Вінницький національний технічний університет, 2011. - с. 62.

104. Мелешко В.В. Особливості та можливості застосування скалярної калібровки для акселерометрів/ В.В. Мелешко, С.Л.Лакоза // Приладобудування. Стан і перспективи: XIII Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2014р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2014. - с. 18-29.

105. Лакоза С.Л. Калібрування мікромеханічних акселерометрів/ С.Л. Лакоза, М.С. Капиця // Приладобудування. Стан і перспективи: XIII Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2014р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2014. – с.19.

106. Свідоцтво № 65 191 України про реєстрацію авторського права на службовий твір. Комп'ютерна програма Поточковий алгоритм обчислення варіацій Аллана [Текст] / Лакоза С.Л., Півторак Д.О. (Україна); заявник та власник Лакоза С.Л., Півторак Д.О. Зареєстровано 05.05.2016 в Державному реєстрі свідоцтв про реєстрацію авторського права на твір.

107. Лакоза С.Л. Модель похибок калібрування акселерометрів методом тестових поворотів // Приладобудування. Стан і перспективи: IX Міжнародна

науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2012. – с. 30-31.

108. Лакоза С.Л. Мікроконтролерна система визначення орієнтації на базі тривісного акселерометра / С.Л. Лакоза, О.М. Павловський // Людина і космос: XIV Міжнародна молодіжна науково-практична конференція, 11-13 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – Дніпропетровськ: Національний центр аерокосмічної освіти молоді ім. О.М. Макарова, 2012. – с. 196.

109. Мелешко В.В. Калибровка чувствительных элементов в инерциальной навигационной системе / В.В. Мелешко, С.Л. Лакоза, М.С. Капиця // Приладобудування. Стан і перспективи: XIII Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2014р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2014. – с.43.

110. Мелешко В.В. Характеристики БИНС на грубых гироскопах /. В.В. Мелешко, С.Л. Лакоза, И.А. Лазарев // Проблемы энергоефективности та автоматизації в промисловості та сільському господарстві: міжнародна науково-практична конференція, 21-22 жовтня 2015р. : збірник тез доповідей. – Кіровоград: КНТУ, 2015. — с.164.

111. Свідоцтво № 59534 України про реєстрацію авторського права на службовий твір. Комп'ютерна програма Алгоритм безплатформної курсовертикалі з розділенням каналів корекції [Текст] / Лакоза С.Л., Півторак Д.О. (Україна); заявник та власник Лакоза С.Л., Півторак Д.О. - № 59944; заявл. 06.03.2015; зареєстровано 06.05.2015 в Державному реєстрі свідоцтв про реєстрацію авторського права на твір.

ДОДАТОК А

РІВНЯННЯ ПОХИБОК БЕЗПЛАТФОРМНОЇ КУРСОВЕРТИКАЛІ

Відповідно до позначень в розділі 2, запишемо приладне значення оцінених параметрів орієнтації, використовуючи мультиплікативну форму виразу для похибки:

$$C_{io}^{bn} = C_{io}^{bn} + \Delta C = \delta C \cdot C_{io}^{bn} = (I + D) C_{io}^{bn},$$

де ΔC - адитивна похибка оцінки матриці напрямних косинусів, δC - мультиплікативна похибка оцінки матриці напрямних косинусів, D - матриця, що відображає поворот приладної СК відносно ідеальної навігаційної СК.

З останнього виразу можна записати мультиплікативну форму адитивної похибки визначення орієнтації

$$\Delta C = D \cdot C_{io}^{bn}. \quad (A.1)$$

Підставимо вираз (A.1) в рівняння похибок (2.11). Отримаємо

$$\frac{d}{dt}(D \cdot C^{bn}) = \Omega_b^{nb} D \cdot C^{bn} + \Delta \Omega \cdot C^{bn} - K \cdot D \cdot C^{bn} + KS;$$

$$\dot{D} C^{bn} + D \cdot \dot{C}^{bn} = \Omega_b^{nb} D \cdot C^{bn} + \Delta \Omega \cdot C^{bn} - K \cdot D \cdot C^{bn} + KS;$$

$$\dot{D} C^{bn} + D \cdot \Omega_b^{nb} C^{bn} = \Omega_b^{nb} D \cdot C^{bn} + \Delta \Omega \cdot C^{bn} - K \cdot D \cdot C^{bn} + KS; \quad (A.2)$$

Помножимо (A.2) на $(C^{bn})^T$ зліва. Запишемо рівняння похибок визначення орієнтації, враховуючи співвідношення $C^{bn} (C^{bn})^T = E = \text{diag}(1;1;1)$:

$$\dot{D} = \Omega_n^{nb} D - D \Omega_n^{nb} + \Delta \Omega - KD + KS (C^{bn})^T. \quad (A.3)$$

Розпишемо більш детально різницю $\Omega_n^{nb} D - D \Omega_n^{nb}$:

$$\Omega_b^{nb} D - D \Omega_b^{nb} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix} =$$

$$\begin{aligned}
&= \begin{bmatrix} -\omega_z d_{21} + \omega_y d_{31} & -\omega_z d_{22} + \omega_y d_{32} & -\omega_z d_{23} + \omega_y d_{33} \\ \omega_z d_{11} - \omega_x d_{31} & \omega_z d_{12} - \omega_x d_{32} & \omega_z d_{13} - \omega_x d_{33} \\ -\omega_y d_{11} + \omega_x d_{21} & -\omega_y d_{12} + \omega_x d_{22} & -\omega_y d_{13} + \omega_x d_{23} \end{bmatrix} - \\
&- \begin{bmatrix} d_{12} \omega_z - d_{13} \omega_y & -d_{11} \omega_z + d_{13} \omega_x & d_{11} \omega_y - d_{12} \omega_x \\ d_{22} \omega_z - d_{23} \omega_y & -d_{21} \omega_z + d_{23} \omega_x & d_{21} \omega_y - d_{22} \omega_x \\ d_{32} \omega_z - d_{33} \omega_y & -d_{31} \omega_z + d_{33} \omega_x & d_{31} \omega_y - d_{32} \omega_x \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -\omega_z (d_{21} + d_{12}) + \omega_y (d_{31} + d_{13}) & -\omega_z (d_{22} - d_{11}) + \omega_y d_{32} - d_{13} \omega_x & -\omega_z d_{23} + \omega_y (d_{33} - d_{11}) + d_{12} \omega_x \\ \omega_z (d_{11} - d_{22}) - \omega_x d_{31} + d_{23} \omega_y & \omega_z (d_{12} + d_{21}) - \omega_x (d_{32} + d_{23}) & \omega_z d_{13} - \omega_x (d_{33} - d_{22}) - d_{21} \omega_y \\ -\omega_y d_{11} + d_{33} \omega_y + \omega_x d_{21} - d_{32} \omega_z & -\omega_y d_{12} + \omega_x (d_{22} - d_{33}) + d_{31} \omega_z & -\omega_y (d_{13} + d_{31}) + \omega_x (d_{23} + d_{32}) \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

Для невеликих похибок визначення орієнтації ІВБ, матриця D є кососиметричною і має вигляд [1]: $D = \begin{bmatrix} 0 & -\chi & \beta; \chi & 0 & \alpha; -\beta & \alpha & 0 \end{bmatrix}$.

$$\begin{aligned}
\Omega_b^{nb} D - D \Omega_b^{nb} &= \begin{bmatrix} 0 & \omega_y \alpha - \omega_x \beta & \omega_z \alpha - \omega_x \chi \\ \omega_x \beta - \omega_y \alpha & 0 & \omega_z \beta - \omega_y \chi \\ \omega_x \chi - \omega_z \alpha & \omega_y \chi - \omega_z \beta & 0 \end{bmatrix}. \Rightarrow \\
\begin{bmatrix} 0 & -\dot{\chi} & \dot{\beta} \\ \dot{\chi} & 0 & -\dot{\alpha} \\ -\dot{\beta} & \dot{\alpha} & 0 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 0 & \omega_y \alpha - \omega_x \beta & \omega_z \alpha - \omega_x \chi \\ \omega_x \beta - \omega_y \alpha & 0 & \omega_z \beta - \omega_y \chi \\ \omega_x \chi - \omega_z \alpha & \omega_y \chi - \omega_z \beta & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & -\Delta \omega_z & \Delta \omega_y \\ \Delta \omega_z & 0 & -\Delta \omega_x \\ -\Delta \omega_y & \Delta \omega_x & 0 \end{bmatrix} - \\
-K \begin{bmatrix} 0 & -\chi & \beta \\ \chi & 0 & -\alpha \\ -\beta & \alpha & 0 \end{bmatrix} &+ KS(C^{bn})^T.
\end{aligned} \tag{A.4}$$

Матричний коефіцієнт корекції K в загальному випадку є не статичним і може динамічно змінюватися, забезпечуючи відповідний критерій при виконанні корекції в алгоритмі ІВБ. Зазвичай критерієм служить критерій мінімуму дисперсії похибки. Мінімізують цей критерій алгоритми побудовані на основі процедури Калманівської фільтрації чи оптимізації Ньютона-Ейлера [69, 39]. Для спрощення аналізу отриманих рівнянь, припустимо, що матричний коефіцієнт має діагональний вигляд. Нехай діагональні елементи коефіцієнта K є однаковими, позначимо їх як $k(t)$:

$$\begin{aligned}
\begin{bmatrix} 0 & -\dot{\chi} & \dot{\beta} \\ \dot{\chi} & 0 & -\dot{\alpha} \\ -\dot{\beta} & \dot{\alpha} & 0 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 0 & \omega_y \alpha - \omega_x \beta & \omega_z \alpha - \omega_x \chi \\ \omega_x \beta - \omega_y \alpha & 0 & \omega_z \beta - \omega_y \chi \\ \omega_x \chi - \omega_z \alpha & \omega_y \chi - \omega_z \beta & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & -\Delta \omega_z & \Delta \omega_y \\ \Delta \omega_z & 0 & -\Delta \omega_x \\ -\Delta \omega_y & \Delta \omega_x & 0 \end{bmatrix} - \\
-k(t) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} &\left(\begin{bmatrix} 0 & -\chi & \beta \\ \chi & 0 & -\alpha \\ -\beta & \alpha & 0 \end{bmatrix} + S(C^{n \rightarrow b})^T \right).
\end{aligned} \tag{A.5}$$

Тепер рівняння похибок (A.5) можна розбити на окремі диференціальні рівняння:

$$\begin{cases} \dot{\chi} = -\omega_y \alpha + \omega_x \beta + \Delta \omega_z + k(t)(-\chi + S_\chi); \\ \dot{\beta} = \omega_z \alpha - \omega_x \chi + \Delta \omega_y - k(t)(\beta + S_\beta); \\ \dot{\alpha} = -\omega_z \beta + \omega_y \chi + \Delta \omega_x + k(t)(-\alpha + S_\alpha). \end{cases} \tag{A.6}$$

У рівняннях (A.6) використано позначення, що розшифровуються:

$$S_\chi = s_{12}c_{22} + s_{13}c_{23}, \quad S_\beta = s_{12}c_{32} + s_{13}c_{33}, \quad S_\alpha = s_{22}c_{32} + s_{32}c_{33}.$$

ДОДАТОК Б

АЛГОРИТМ БІНС В ГЕОГРАФІЧНІЙ СИСТЕМІ КООРДИНАТ

Для опису орієнтації ІВБ використаємо матрицю напрямних косинусів [34]. Кінематичне рівняння, що описує зміну орієнтації об'єкта установки БІНС, - це узагальнене рівняння Пуассона:

$$\dot{C}^{gb} = C^{gb}\Omega_b^{ib} - \Omega_g^{ig}C^{gb}, \quad (\text{Б.1})$$

де C^{gb} - матриця напрямних косинусів, що описує перехід від зв'язаної СК до географічної СК.

$$\Omega_b^{ib} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_{zc} & \omega_{yc} \\ \omega_{zc} & 0 & -\omega_{xc} \\ -\omega_{yc} & \omega_{xc} & 0 \end{bmatrix} - \text{матриця проекцій на осі зв'язаної з ІВБ СК } \mathbf{b} \text{ вектора}$$

кутової швидкості зв'язаної СК відносно інерціальної.

$$\Omega_g^{ig} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_\zeta & \omega_\eta \\ \omega_\zeta & 0 & -\omega_\xi \\ -\omega_\eta & \omega_\xi & 0 \end{bmatrix} - \text{матриця проекцій на осі ГСК вектора кутової}$$

швидкості ГСК відносно інерціальної СК:

$$\begin{aligned} \omega_\xi &= -V_N / (R + h); \quad \omega_\eta = V_E / (R + h) + u \cos \phi; \\ \omega_\zeta &= (V_E / (R + h)) \operatorname{tg} \phi + u \sin \phi; \quad h = h_0 + V_\zeta t, \end{aligned} \quad (\text{Б.2})$$

де V_N - північна складова швидкості, V_E - східна складова швидкості, h - висота об'єкта над поверхнею землі, u - кутова швидкість обертання Землі, ϕ - географічна широта, R - це радіус сферичної моделі фігури Землі. У формулах (Б.2) складові $u \cos \phi$, $u \sin \phi$, $\operatorname{tg} \phi$ є практично сталими величинами, так як переміщення сегментів біомеханічної моделі людини не перевищує одиниць метрів.

Матриця напрямних косинусів C^{gb} в алгоритмі БІНС використовується для перепроєктування уявних прискорень із зв'язаної з ІВБ СК у ГСК

$$\vec{a}_g = C^{gb} \vec{a}_b. \quad (\text{Б.3})$$

Відносну швидкість ІВБ можна отримати після інтегрування диференціальних рівнянь для вектора відносної швидкості, в якому використовується прискорення (Б.3):

$$\begin{cases} \dot{V}_E = a_\xi + (u \sin \phi + \omega_\zeta) V_N - (u \cos \phi + \omega_\eta) V_\zeta, \\ \dot{V}_N = a_\eta - (u \sin \phi + \omega_\zeta) V_E + \omega_\xi V_\zeta, \\ \dot{V}_\zeta = a_\zeta - \omega_\xi V_N + (u \cos \phi + \omega_\eta) V_E + g. \end{cases} \quad (\text{Б.4})$$

Широту і довготу отримують з рівнянь

$$\dot{\phi} = \frac{V_N}{R}, \quad \dot{\lambda} = \frac{V_E}{R \cos \phi}, \quad (\text{Б.5})$$

де R - це радіус сферичної моделі фігури Землі.

Обчислення місця розташування ІВБ з використанням широти і довготи (Б.5) не завжди є зручним для використання при оцінці кінематичних параметрів руху людини. Це пов'язано з тим, що переміщення об'єкта (сегментів тіла людини) є досить невеликі. Тому при оцінці характеру руху біомеханічної моделі скелету також можна використовувати лінійні координати. У цьому випадку рівняння для визначення переміщень сегментів у ГСК в алгоритмі БІНС запишемо наступним чином:

$$\dot{p}_E = V_E; \quad \dot{p}_N = V_N; \quad \dot{p}_\zeta = V_\zeta. \quad (\text{Б.6})$$

ДОДАТОК В

ОЦІНКА РІВНЯ ПОХИБОК ВИЗНАЧЕННЯ ПЕРЕМІЩЕННЯ І ШВИДКОСТІ НА ОСНОВІ БІОМЕХАНІЧНОЇ МОДЕЛІ СКЕЛЕТУ ЛЮДИНИ

Оцінимо характер похибок визначення переміщень та швидкостей на основі біомеханічної моделі. Для цього скористаємося методом теорії чутливості, проваріювавши вирази (2.19)-(2.21), отримані на основі біомеханічної моделі. Запишемо повністю вирази для знаходження переміщення та швидкостей кінцевого вузла нижньої кінцівки (вузол 9r правої ступні, див. рис.2.3):

$$\begin{aligned}\bar{P}_{9r} &= \bar{P}_{8r} + C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r} = \bar{P}_0 + C_0^{gb} \cdot \bar{l}_{0-6r} + C_{6r}^{gb} \cdot \bar{l}_{6r-7r} + C_{7r}^{gb} \cdot \bar{l}_{7r-8r} + C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r}; \\ \bar{V}_{9r} &= \bar{V}_{8r} + C_{8r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r}) = \bar{V}_0 + C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}) + C_{7r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r}) + \\ &+ C_{8r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r}).\end{aligned}\tag{B.1}$$

Похибка у визначенні переміщень та швидкостей кореневого вузла 0 буде безпосередньо передаватися і всім нащадкам. У першому приближенні будемо вважати, що об'єкт дослідження не здійснює переміщень у навігаційній системі координат, що є справедливим для багатьох медичних та ігрових задач. Це означає, що у формулах (B.1) величини \bar{P}_0 , \bar{V}_0 дорівнюють 0.

Знайдемо рівняння похибок для виразів (B.1) при умові $\bar{P}_0 = 0$, $\bar{V}_0 = 0$:

$$\begin{aligned}\Delta \bar{P}_{9r} &= \Delta C_0^{gb} \cdot \bar{l}_{0-6r} + C_0^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{0-6r} + \Delta C_{6r}^{gb} \cdot \bar{l}_{6r-7r} + C_{6r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{6r-7r} + \Delta C_{7r}^{gb} \cdot \bar{l}_{7r-8r} + C_{7r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{7r-8r} + \\ &+ \Delta C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r} + C_{8r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{8r-9r}; \\ \Delta \bar{V}_{9r} &= \Delta C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}) + C_{6r}^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r} + \bar{\omega}_{6r} \times \Delta \bar{l}_{6r-7r}) + \Delta C_{7r}^{gb} (\bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r}) + \\ &+ C_{7r}^{gb} (\Delta \bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r} + \bar{\omega}_{7r} \times \Delta \bar{l}_{7r-8r}) + \Delta C_{8r}^{gb} (\bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r}) + C_{8r}^{gb} (\Delta \bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r} + \bar{\omega}_{8r} \times \Delta \bar{l}_{8r-9r}).\end{aligned}$$

У рівняння похибок визначення переміщень та швидкостей вузлів біомеханічної моделі входять похибки визначення орієнтації сегмента ΔC_i^{gb} , лінійні швидкості сегментів, похибки ДКШ вимірювання кутових швидкостей сегментів $\Delta \bar{\omega}_i$ та визначення довжини сегментів $\Delta \bar{l}_i$. Похибки $\Delta \bar{\omega}_i$, $\Delta \bar{l}_i$ можна вважати білошумовими складовими, так як вони залежать від первинних

вимірювачів. Лінійна швидкість сегментів залежить від типу руху. Визначаючи її, будемо вважати, що максимальна кутова швидкість сегмента не перевищує 200 °/с. Зміну швидкості сегмента необхідно теж прийняти у вигляді випадкового процесу.

Оцінимо величину похибки визначення швидкостей та переміщень сегментів, оцінивши їх складові для замикаючого вузла 9г нижньої кінцівки. Розраховуючи похибку визначення переміщення і швидкості вузла, використаємо геометричне підсумовування складових, що в нього входять, так як вони носять переважно випадковий характер. Розраховуючи величини складових похибки, приймемо, що всі похибки визначення довжин сегментів однакові і становлять $\Delta l_i = 0,01 \text{ м}$; похибки ДКШ оцінимо по рівню 3σ для білого шуму. Знаючи спектральну щільність шуму та величину смуги пропускання, середньоквадратичне відхилення розраховують за формулою:

$$\sigma = SD \cdot \sqrt{1,6 \cdot BW}, \quad (\text{B.2})$$

де SD – спектральна щільність шуму; BW – смуга пропускання приладу. Частота коливальних рухів людини не перевищує 20-25 Гц, а тому ширину смуги пропускання виберемо 50 Гц.

Отже, згідно (B.2) величина середньоквадратичної похибки ДКШ становить:

$$\sigma = SD \cdot \sqrt{1,6 \cdot BW} = 0,03 \text{ } ^\circ/\text{с} / \sqrt{\text{Гц}} \cdot \sqrt{1,6 \cdot 50 \text{ Гц}} \approx 0,27 \text{ } ^\circ/\text{с} \approx 4,7 \cdot 10^{-3} \text{ рад/с}.$$

Тобто максимальне значення похибки ДКШ не перевищить $\Delta \omega_{\max} = 3\sigma = 1,41 \cdot 10^{-2} \text{ рад/с}.$

Як видно з рис. 2.5 похибки визначення орієнтації можуть сягати 5-6°, але ці дані відповідають випадку роботи системи довгий час без корекції. Проте у комплексній системі буде виконуватися корекція відразу після завершення процесу початкової виставки. А похибки початкової виставки відповідають похибкам роботи курсовертикалі в статичному режимі та не перевищують 0,5° для приведених в таблиці 2.3 чутливих елементів (MTi-10 від XSSENS). Оцінимо рівень впливу похибки визначення орієнтації ΔC^{gb} на сукупну похибку. Матриця ΔC^{gb} може бути записана наступним чином [34]:

$$\Delta C^{gb} = \Psi' \cdot C^{gb} = \begin{bmatrix} \delta \cdot c_{21}^{gb} - \alpha \cdot c_{31}^{gb} & \delta \cdot c_{22}^{gb} - \alpha \cdot c_{32}^{gb} & \delta \cdot c_{23}^{gb} - \alpha \cdot c_{33}^{gb} \\ -\delta \cdot c_{11}^{gb} + \beta \cdot c_{31}^{gb} & -\delta \cdot c_{12}^{gb} + \beta \cdot c_{32}^{gb} & -\delta \cdot c_{13}^{gb} + \beta \cdot c_{33}^{gb} \\ \alpha \cdot c_{11}^{gb} - \beta \cdot c_{21}^{gb} & \alpha \cdot c_{12}^{gb} - \beta \cdot c_{22}^{gb} & \alpha \cdot c_{13}^{gb} - \beta \cdot c_{23}^{gb} \end{bmatrix},$$

де α , β , δ – похибки визначення орієнтації географічної системи координат; c_{ij}^{gb} – елементи матриці напрямних косинусів. Розпишемо більш детально складову похибки $\Delta C^{gb} \cdot \bar{l}$, вважаючи, що $\bar{l} = [0 \ 0 \ l_z]^T$:

$$\Delta C^{gb} \cdot [0 \ 0 \ l_z]^T = l_z \cdot [\delta \cdot c_{23}^{gb} - \alpha \cdot c_{33}^{gb} \quad -\delta \cdot c_{13}^{gb} + \beta \cdot c_{33}^{gb} \quad \alpha \cdot c_{13}^{gb} - \beta \cdot c_{23}^{gb}]^T.$$

Елементи матриці напрямних косинусів c_{ij}^{gb} по модулю не перевищують 1, а похибки визначення орієнтації залежать від похибок чутливих елементів та характеру руху сегмента, який являється випадковим процесом. Тому для розрахунку похибки від впливу ΔC^{gb} будемо вважати, що складові α , β , δ є випадковими, а елементи матриці напрямних косинусів приймають свої максимальні значення. Вплив цієї похибки визначимо геометричним підсумовуванням:

$$\Delta C^{gb} \cdot [0 \ 0 \ l_z]^T = l_z \left[\sqrt{\delta^2 + \alpha^2} \quad \sqrt{\delta^2 + \beta^2} \quad \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \right]^T. \quad (B.3)$$

Як видно з формули (B.3) похибку $\Delta C^{gb} \cdot \bar{l}$ можна замінити на множення довжини сегмента на відповідні еквівалентні кутові похибки визначення орієнтації. Вважаючи, що похибки α , β , δ є рівними, розрахуємо еквівалентну похибку орієнтації, котру позначимо через ε :

$$\varepsilon = \sqrt{\delta^2 + \alpha^2} = \sqrt{\delta^2 + \beta^2} = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} = \sqrt{0,5^{\circ 2} + 0,5^{\circ 2}} \approx 0,71^{\circ} \approx 0,012 \text{ рад}.$$

Оцінимо складові похибок визначення переміщення та швидкості, прийнявши наступні довжини сегментів нижньої кінцівки – $|\bar{l}_{0-6r}| = 0,2 \text{ м}$; $|\bar{l}_{6r-7r}| = 0,5 \text{ м}$; $|\bar{l}_{7r-8r}| = 0,5 \text{ м}$; $|\bar{l}_{8r-9r}| = 0,25 \text{ м}$. Потрібно зазначити, що доданки $C_i^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_i$ являють собою перепроєктування вектора $|\Delta \bar{l}_i|$ з однієї системи координат в іншу. Модуль цієї похибки становить $|\Delta \bar{l}_i|$:

$$\begin{aligned}
|\Delta C_0^{gb} \cdot \bar{l}_{0-6r}| &= \varepsilon \cdot |\bar{l}_{0-6r}| = 0,012 \cdot 0,2 = 0,0024 \text{ (м)}; & |C_0^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{0-6r}| &= |\Delta \bar{l}_{0-6r}| = 0,01 \text{ м}; \\
|\Delta C_{6r}^{gb} \cdot \bar{l}_{6r-7r}| &= 0,006 \text{ (м)}; & |C_{6r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{6r-7r}| &= 0,01 \text{ (м)}; & |\Delta C_{7r}^{gb} \cdot \bar{l}_{7r-8r}| &= 0,006 \text{ (м)}; \\
|C_{7r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{7r-8r}| &= 0,01 \text{ (м)}; & |\Delta C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r}| &= 0,003 \text{ (м)}; & |C_{8r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{8r-9r}| &= 0,01 \text{ (м)}.
\end{aligned}$$

Отже, загальна похибка визначення переміщення на основі біомеханічної моделі:

$$\begin{aligned}
|\Delta \bar{P}_{9r}| &= \sqrt{\sum_i |\Delta C_i^{gb} \cdot \bar{l}_i|^2 + \sum_i |C_i^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{i-6r}|^2} = \\
&= \sqrt{0,0024^2 + 2 \cdot 0,006^2 + 0,003^2 + 5 \cdot 0,01^2} \approx 0,024 \text{ (м)}. \quad (B.4)
\end{aligned}$$

Розрахуємо складові похибок визначення швидкості:

$$\begin{aligned}
|\Delta C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r})| &= \varepsilon \cdot |\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}|_{\max} = \varepsilon \cdot |\bar{\omega}_{6r}| |\bar{l}_{6r-7r}| = \\
&= 0,012 \cdot 3,49 \cdot 0,5 \approx 0,021 \text{ (м/с)}; \\
|C_{6r}^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r} + \bar{\omega}_{6r} \times \Delta \bar{l}_{6r-7r})| &= |\Delta \bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r} + \bar{\omega}_{6r} \times \Delta \bar{l}_{6r-7r}| = \\
&= \sqrt{|\Delta \bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}|_{\max}^2 + |\bar{\omega}_{6r} \times \Delta \bar{l}_{6r-7r}|_{\max}^2} = \sqrt{(|\Delta \bar{\omega}_{6r}| |\bar{l}_{6r-7r}|)^2 + (|\bar{\omega}_{6r}| |\Delta \bar{l}_{6r-7r}|)^2} = \\
&= \sqrt{(1,41 \cdot 10^{-2} \cdot 0,5)^2 + (3,49 \cdot 0,01)^2} = 0,036 \text{ (м/с)}; \\
|\Delta C_{7r}^{gb} (\bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r})| &= 0,021 \text{ (м/с)}; & |C_{7r}^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r} + \bar{\omega}_{7r} \times \Delta \bar{l}_{7r-8r})| &= 0,036 \text{ (м/с)}; \\
|\Delta C_{8r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r})| &\approx 0,01 \text{ (м/с)}; & |C_{8r}^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r} + \bar{\omega}_{8r} \times \Delta \bar{l}_{8r-9r})| &\approx 0,035 \text{ (м/с)}.
\end{aligned}$$

Тепер можна оцінити загальну похибку визначення швидкості на основі біомеханічної моделі:

$$\begin{aligned}
|\Delta \bar{V}_{9r}| &= \sqrt{\sum_i |\Delta C_i^{gb} \cdot (\bar{\omega}_i \times \bar{l}_i)|^2 + \sum_i |C_i^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_i \times \bar{l}_i + \bar{\omega}_i \times \Delta \bar{l}_i)|^2} = \\
&= \sqrt{2 \cdot 0,021^2 + 2 \cdot 0,036^2 + 0,01^2 + 0,035^2} \approx 0,069 \text{ (м/с)}. \quad (B.5)
\end{aligned}$$

Аналогічно (B.4), (B.5), можна оцінити похибки розрахунку переміщень та швидкостей на основі біомеханічної моделі для максимальних значень похибок орієнтації $\Delta\theta = \Delta\gamma = \Delta\alpha = 5^\circ$ з рис. 2.5. Отримаємо наступний результат:

$$|\Delta \bar{P}_{9r}| \approx 0,095 \text{ м}, \quad |\Delta \bar{V}_{9r}| \approx 0,32 \text{ м/с}.$$

ДОДАТОК Г

ПОХИБКИ КОМПЛЕКСНОГО АЛГОРИТМУ ІНЕРЦІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ РУХУ ЛЮДИНИ

Таблиця Г.1. Похибки розрахунку кутів орієнтації комплексним алгоритмом

№ п/п	Коеф. корекції	Віднімання оцінок (так/ні)		Похибки		
		Швид- кість	Поз. коорд.	ΔA	$\Delta \vartheta$	$\Delta \gamma$
1	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0,$	так $T_\phi = 30$	так $T_\phi = 30$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,008$ $M = 14,36$	$\bar{x} = 1,68$ $\sigma = 2,04$ $d = 1,9 \cdot 10^{-3}$ $M = 7$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,007$ $M = -13,1$
2	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0, \quad k_6 = 0,$ $k_7 = 0$	так $T_\phi = 10$	так $T_\phi = 10$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,008$ $M = 14,36$	$\bar{x} = 1,68$ $\sigma = 2,04$ $d = 1,9 \cdot 10^{-3}$ $M = 6,97$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,007$ $M = -13,1$
3	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0, \quad k_6 = 0,$ $k_7 = 0$	так $T_\phi = 5$	так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,008$ $M = 14,36$	$\bar{x} = 1,68$ $\sigma = 2,04$ $d = 1,9 \cdot 10^{-3}$ $M = 6,97$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,007$ $M = -13,1$
4	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0, \quad k_6 = 0,$ $k_7 = 0$	так $T_\phi = 1$	так $T_\phi = 1$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,008$ $M = 14,36$	$\bar{x} = 1,68$ $\sigma = 2,04$ $d = 1,9 \cdot 10^{-3}$ $M = 7$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,007$ $M = -13,1$
5	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0, \quad k_6 = 0,$ $k_7 = 0$	ні	так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = 2,53$ $\sigma = 2,37$ $d = \emptyset$ $M = 7,35$	$\bar{x} = 1,07$ $\sigma = 1,98$ $d = \emptyset$ $M = 5,64$	$\bar{x} = -5,94$ $\sigma = 2,27$ $d = \emptyset$ $M = -9,23$
6	$k_1 = -1, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = -0,32$ $\sigma = 3,36$ $d = -0,005$ $M = -90,6$	$\bar{x} = 1,09$ $\sigma = 0,86$ $d = \emptyset$ $M = 2,97$	$\bar{x} = -2,37$ $\sigma = 1,24$ $d = \emptyset$ $M = -4,8$
7	$k_1 = -200, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,004$ $M = -7,4$	$\bar{x} = -0,004$ $\sigma = 0,19$ $d = \emptyset$ $M = 0,46$	$\bar{x} = -0,003$ $\sigma = 0,44$ $d = \emptyset$ $M = 0,71$
8	$k_1 = -2000, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,0043$ $M = -7,74$	$\bar{x} = -0,005$ $\sigma = 0,14$ $d = \emptyset$ $M = 0,32$	$\bar{x} = 0,001$ $\sigma = 0,33$ $d = \emptyset$ $M = 0,53$

9	$k_1=0, k_2=0,01, k_6=0, k_7=0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,007$ $M = 11,7$	$\bar{x} = 1,6$ $\sigma = 1,88$ $d = 0,002$ $M = 6,33$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,006$ $M = -11,67$
10	$k_{1e} = k_{1h} = -2000, k_{1n} = -4000, k_2 = 0,01, k_6 = 0, k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = 0,1$ $\sigma = 0,81$ $d = \emptyset$ $M = 2,14$	$\bar{x} = 0,01$ $\sigma = 0,39$ $d = \emptyset$ $M = 1,1$	$\bar{x} = -0,01$ $\sigma = 0,41$ $d = \emptyset$ $M = 1,3$
11	$k_1=0, k_2=0, k_6=0,01, k_7=0$	ні	ні	$\bar{x} = 2,3$ $\sigma = 2,2$ $d = \emptyset$ $M = 5,6$	$\bar{x} = 2,24$ $\sigma = 1,75$ $d = \emptyset$ $M = 6,7$	$\bar{x} = -4,3$ $\sigma = 1,6$ $d = \emptyset$ $M = -6,9$
12	$k_1=0, k_2=0, k_6=0, k_7=1$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,002$ $M = -4,1$	$\bar{x} = 1,04$ $\sigma = 1,14$ $d = \emptyset$ $M = -3,3$	$\bar{x} = -2,76$ $\sigma = 0,96$ $d = \emptyset$ $M = -4,3$
13	$k_1=0, k_2=0, k_6=0, k_7=10$	ні	ні	$\bar{x} = 3,6$ $\sigma = 1,69$ $d = 0,001$ $M = 6,0$	$\bar{x} = 1,4$ $\sigma = 1,45$ $d = \emptyset$ $M = 4,3$	$\bar{x} = -3,3$ $\sigma = 1,86$ $d = \emptyset$ $M = -6,1$
14	$k_{1e} = k_{1h} = -2000, k_{1n} = -4000, k_2 = 0,1, k_{6e} = k_{6n} = 0, k_{6h} = 10, k_7 = 10$	ні	ні	$\bar{x} = 1,0$ $\sigma = 0,87$ $d = 6 \cdot 10^{-4}$ $M = 2,5$	$\bar{x} = 0,1$ $\sigma = 0,25$ $d = \emptyset$ $M = 0,76$	$\bar{x} = -0,1$ $\sigma = 0,26$ $d = \emptyset$ $M = 0,59$
15	$k_{1e} = k_{1h} = -2000, k_{1n} = -4000, k_2 = 0,1, k_{6e} = k_{6n} = 0, k_{6h} = 10, k_7 = 10$	Так $T_\phi = 5$	Так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,006$ $M = 10,42$	$\bar{x} = 0,24$ $\sigma = 1,56$ $d = \emptyset$ $M = 3,89$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,005$ $M = -8,97$
16	$k_{1e} = k_{1h} = -2000, k_{1n} = -4000, k_2 = 0,1, k_{6e} = k_{6n} = 0, k_{6h} = 10, k_7 = 10$	Ні	Так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = 0,07$ $\sigma = 0,97$ $d = 0,001$ $M = 2,68$	$\bar{x} = 0,05$ $\sigma = 0,3$ $d = \emptyset$ $M = 0,93$	$\bar{x} = -0,15$ $\sigma = 0,23$ $d = \emptyset$ $M = 0,88$

Таблиця Г.2. Похибки розрахунку швидкостей комплексним алгоритмом

№ п/п	Коеф. корекції	Віднімання оцінок (так/ні)		Похибки		
		Швид-кість	Поз. коорд.	ΔV_E	ΔV_N	ΔV_ζ
1	$k_1=0, k_2=0, k_6=0, k_7=0$	так $T_\phi = 30$	так $T_\phi = 30$	$\bar{x} = -0,06$ $\sigma = 0,058$	$\bar{x} = -0,015$ $\sigma = 0,051$	$\bar{x} = 0,004$ $\sigma = 0,049$

				$d = \emptyset$ $M = 0,14$	$d = \emptyset$ $M = 0,16$	$d = \emptyset$ $M = 0,17$
2	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	так $T_\phi = 10$	так $T_\phi = 10$	$\bar{x} = -0,06$ $\sigma = 0,057$ $d = \emptyset$ $M = 0,14$	$\bar{x} = -0,014$ $\sigma = 0,050$ $d = \emptyset$ $M = 0,16$	$\bar{x} = 0,004$ $\sigma = 0,049$ $d = \emptyset$ $M = 0,18$
3	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	так $T_\phi = 5$	так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = -0,06$ $\sigma = 0,06$ $d = \emptyset$ $M = 0,13$	$\bar{x} = -0,013$ $\sigma = 0,05$ $d = \emptyset$ $M = 0,16$	$\bar{x} = 0,004$ $\sigma = 0,05$ $d = \emptyset$ $M = 0,17$
4	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	так $T_\phi = 1$	так $T_\phi = 1$	$\bar{x} = -0,06$ $\sigma = 0,06$ $d = \emptyset$ $M = 0,16$	$\bar{x} = -0,013$ $\sigma = 0,05$ $d = \emptyset$ $M = 0,19$	$\bar{x} = 0,004$ $\sigma = 0,05$ $d = \emptyset$ $M = 0,20$
5	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	ні	так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,97$ $M = 1746$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,23$ $M = 419$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,14$ $M = -254$
6	$k_1 = -1, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,44$ $M = -793,2$	$\bar{x} = -26,02$ $\sigma = 25,23$ $d = -0,03$ $M = -62,1$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,088$ $M = -158,8$
7	$k_1 = -200, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = -3,88$ $\sigma = 4,11$ $d = \emptyset$ $M = 2,2$	$\bar{x} = -0,55$ $\sigma = 2,37$ $d = \emptyset$ $M = -9,8$	$\bar{x} = -0,87$ $\sigma = 0,79$ $d = -0,002$ $M = -3$
8	$k_1 = -2000,$ $k_2 = 0, \quad k_6 = 0,$ $k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = -0,4$ $\sigma = 0,91$ $d = \emptyset$ $M = 1,1$	$\bar{x} = -0,06$ $\sigma = 0,14$ $d = \emptyset$ $M = 1,0$	$\bar{x} = -0,54$ $\sigma = 0,33$ $d = -0,001$ $M = -1,86$
9	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,01,$ $k_6 = 0, \quad k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,1$ $M = -182$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,03$ $M = -46$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,01$ $M = 19$
10	$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$ $k_{1n} = -4000,$ $k_2 = 0,01, \quad k_6 = 0,$ $k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = -0,19$ $\sigma = 0,91$ $d = \emptyset$ $M = 2,8$	$\bar{x} = -0,11$ $\sigma = 1,16$ $d = \emptyset$ $M = 2,8$	$\bar{x} = -0,005$ $\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,05$
11	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,$ $k_6 = 0,01, \quad k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,82$ $M = -1482$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,04$ $M = -69$	$\bar{x} = -0,03$ $\sigma = 0,15$ $d = 1,2 \cdot 10^{-4}$ $M = -0,2$
12	$k_1 = 0, \quad k_2 = 0,$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$	$\bar{x} = \emptyset$	$\bar{x} = \emptyset$

	$k_6 = 0, k_7 = 1$			$\sigma = \emptyset$ $d = -0,5$ $M = -900$	$\sigma = \emptyset$ $d = -0,02$ $M = -50$	$\sigma = \emptyset$ $d = -0,05$ $M = -93$
13	$k_1 = 0, k_2 = 0,$ $k_6 = 0, k_7 = 10$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,6$ $M = -1098$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,08$ $M = -163$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,13$ $M = -88$
14	$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$ $k_{1n} = -4000,$ $k_2 = 0,1,$ $k_{6e} = k_{6n} = 0,$ $k_{6h} = 10, k_7 = 10$	ні	ні	$\bar{x} = -0,19$ $\sigma = 0,33$ $d = \emptyset$ $M = 0,68$	$\bar{x} = -0,13$ $\sigma = 0,38$ $d = \emptyset$ $M = 1,4$	$\bar{x} = -3 \cdot 10^{-4}$ $\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,08$
15	$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$ $k_{1n} = -4000,$ $k_2 = 0,1,$ $k_{6e} = k_{6n} = 0,$ $k_{6h} = 10, k_7 = 10$	Так $T_\phi = 5$	Так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = -0,04$ $\sigma = 0,11$ $d = \emptyset$ $M = 0,4$	$\bar{x} = 0,001$ $\sigma = 0,05$ $d = \emptyset$ $M = 0,16$	$\bar{x} = 0,003$ $\sigma = 0,03$ $d = \emptyset$ $M = 0,16$
16	$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$ $k_{1n} = -4000,$ $k_2 = 0,1,$ $k_{6e} = k_{6n} = 0,$ $k_{6h} = 10, k_7 = 10$	Ні	Так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = -0,22$ $\sigma = 0,26$ $d = \emptyset$ $M = 0,8$	$\bar{x} = -0,04$ $\sigma = 0,5$ $d = \emptyset$ $M = 1,4$	$\bar{x} = 6 \cdot 10^{-4}$ $\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,09$

Таблиця Г.3. Похибки розрахунку переміщень комплексним алгоритмом

№ п/п	Коеф. корекції	Віднімання оцінок (так/ні)		Похибки		
		Швид- кість	Поз. коорд.	Δp_N	Δp_E	Δp_ζ
1	$k_1 = 0, k_2 = 0,$ $k_6 = 0, k_7 = 0$	2 так $T_\phi = 30$	так $T_\phi = 30$	$\bar{x} = -10^{-4}$ $\sigma = 1,05$ $d = \emptyset$ $M = 3,45$	$\bar{x} = -0,005$ $\sigma = 0,75$ $d = \emptyset$ $M = 2,24$	$\bar{x} = 0,001$ $\sigma = 1,05$ $d = \emptyset$ $M = 3,48$
2	$k_1 = 0, k_2 = 0,$ $k_6 = 0, k_7 = 0$	так $T_\phi = 10$	так $T_\phi = 10$	$\bar{x} = -0,002$ $\sigma = 0,34$ $d = \emptyset$ $M = 1,03$	$\bar{x} = -0,005$ $\sigma = 0,23$ $d = \emptyset$ $M = 0,66$	$\bar{x} = 5 \cdot 10^{-4}$ $\sigma = 0,34$ $d = \emptyset$ $M = 1,04$
3	$k_1 = 0, k_2 = 0, k_6 = 0,$ $k_7 = 0$	так $T_\phi = 5$	так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = -0,009$ $\sigma = 0,17$ $d = \emptyset$ $M = 0,63$	$\bar{x} = -0,004$ $\sigma = 0,11$ $d = \emptyset$ $M = 0,41$	$\bar{x} = 2 \cdot 10^{-4}$ $\sigma = 0,17$ $d = \emptyset$ $M = 0,64$

4	$k_1=0, k_2=0, k_6=0, k_7=0$	так $T_\phi = 1$	так $T_\phi = 1$	$\bar{x} = -4,61$ $\sigma = 11,23$ $d = \emptyset$ $M = 38,1$	$\bar{x} = 1,03$ $\sigma = 2,38$ $d = \emptyset$ $M = 10,1$	$\bar{x} = 2 \cdot 10^{-4}$ $\sigma = 0,04$ $d = \emptyset$ $M = 0,16$
3	$k_1=0, k_2=0, k_6=0, k_7=0$	ні	так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 0,012$ $M = 21,6$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,05$ $M = -95,6$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,007$ $M = -13$
6	$k_1 = -1, k_2 = 0, k_6 = 0, k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -26$ $M = -4,6 \cdot 10^4$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -40,3$ $M = -7,3 \cdot 10^5$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -30,7$ $M = -5,5 \cdot 10^4$
7	$k_1 = -200, k_2 = 0, k_6 = 0, k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,55$ $M = -990$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -3,68$ $M = -6,6 \cdot 10^3$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,87$ $M = -1573$
8	$k_1 = -2000, k_2 = 0, k_6 = 0, k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,063$ $M = -113$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,374$ $M = -673$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,543$ $M = -977$
9	$k_1 = 0, k_2 = 0,01, k_6 = 0, k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -19,3$ $M = -3,4 \cdot 10^4$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -86,1$ $M = -1,5 \cdot 10^5$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = 6,1$ $M = 1,1 \cdot 10^4$
10	$k_{1e} = k_{1h} = -2000, k_{1n} = -4000, k_2 = 0,01, k_6 = 0, k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,12$ $M = -295$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,15$ $M = -228$	$\bar{x} = -5,1$ $\sigma = 4,46$ $d = -0,004$ $M = -9,8$
11	$k_1 = 0, k_2 = 0, k_6 = 0,01, k_7 = 0$	ні	ні	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -111$ $M = -2 \cdot 10^5$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -640$ $M = -1,2 \cdot 10^6$	$\bar{x} = -13,2$ $\sigma = 15,9$ $d = -0,026$ $M = -50$
12	$k_1 = 0, k_2 = 0, k_6 = 0, k_7 = 1$	ні	ні	$\bar{x} = -9,2$ $\sigma = 41,2$ $d = -0,02$ $M = 42,8$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,5$ $M = -884$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,05$ $M = -93$
13	$k_1 = 0, k_2 = 0, k_6 = 0, k_7 = 10$	ні	ні	$\bar{x} = -5,6$ $\sigma = 7,64$ $d = -0,008$ $M = -20,1$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -0,06$ $M = -104,3$	$\bar{x} = \emptyset$ $\sigma = \emptyset$ $d = -4,4 \cdot 10^{-4}$ $M = -8,8$
14	$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$	ні	ні	$\bar{x} = -0,013$	$\bar{x} = -0,014$	$\bar{x} = -3 \cdot 10^{-4}$

	$k_{1n} = -4000, k_2 = 0,1,$ $k_{6e} = k_{6n} = 0, k_{6h} = 10,$ $k_7 = 10$			$\sigma = 0,043$ $d = \emptyset$ $M = 0,19$	$\sigma = 0,04$ $d = \emptyset$ $M = 0,11$	$\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,08$
15	$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$ $k_{1n} = -4000, k_2 = 0,1,$ $k_{6e} = k_{6n} = 0, k_{6h} = 10,$ $k_7 = 10$	Так $T_\phi = 5$	Так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = -0,004$ $\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,09$	$\bar{x} = -0,0004$ $\sigma = 0,016$ $d = \emptyset$ $M = 0,07$	$\bar{x} = 0,0003$ $\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,08$
16	$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$ $k_{1n} = -4000, k_2 = 0,1,$ $k_{6e} = k_{6n} = 0, k_{6h} = 10,$ $k_7 = 10$	Hi	Так $T_\phi = 5$	$\bar{x} = -8 \cdot 10^{-4}$ $\sigma = 0,027$ $d = \emptyset$ $M = 0,12$	$\bar{x} = -0,005$ $\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,09$	$\bar{x} = 3 \cdot 10^{-4}$ $\sigma = 0,02$ $d = \emptyset$ $M = 0,09$

Відповідно до теоретичних викладок у розділі 2, принцип розділення каналів корекції дозволяє позбутися похибок викликаних:

- 1) завадами магнітного каналу вздовж напрямку місцевої вертикалі;
- 2) позбутися впливу завад магнітного каналу на точність визначення кутів крену і тангажу;
- 3) позбутися похибок від неточностей апіорних знань про проекції опорного вектора магнітного поля $\vec{T}_n = [0 \ H \ Z]^T$, бо при використанні сформульованого принципу потрібно знати лише горизонтальну складову. Даний факт веде до дуже зручного формування опорного вектора магнітного поля в навігаційній СК $O\xi\eta\zeta$ у нормованому виді $\vec{T}_n^{kop} = [0 \ 1 \ 0]^T$. Тобто це значить, що в даному випадку нам не потрібно мати апіорних знань про величину горизонтальної складової магнітного поля Землі.

Покажемо виконання вищезазначених пунктів у модельних експериментах, в яких буде відтворено кожен із зазначених типів завад. Тут будуть розглядатися робота БКВ з ідеальними чутливими елементами, адже метою є перевірка сформульованого принципу, який має проявлятися однаково у алгоритмах БКВ. Модельним рухом є конусний рух, який задається двома гармонічними функціями по кутах крену і тангажа з періодом в 2с: $\nu = 15^\circ \cdot \sin(\pi t)$, $\gamma = 45^\circ \cdot \sin(\pi t)$. Кутовий рух системи показаний на рис.Д.3.а, похибки алгоритму БКВ за ідеальних умов експерименту показані на рис. Д.3.б. Ідеальні значення вимірювань ДКШ, акселерометрів та магнітометрів показані на рис.Д.4.

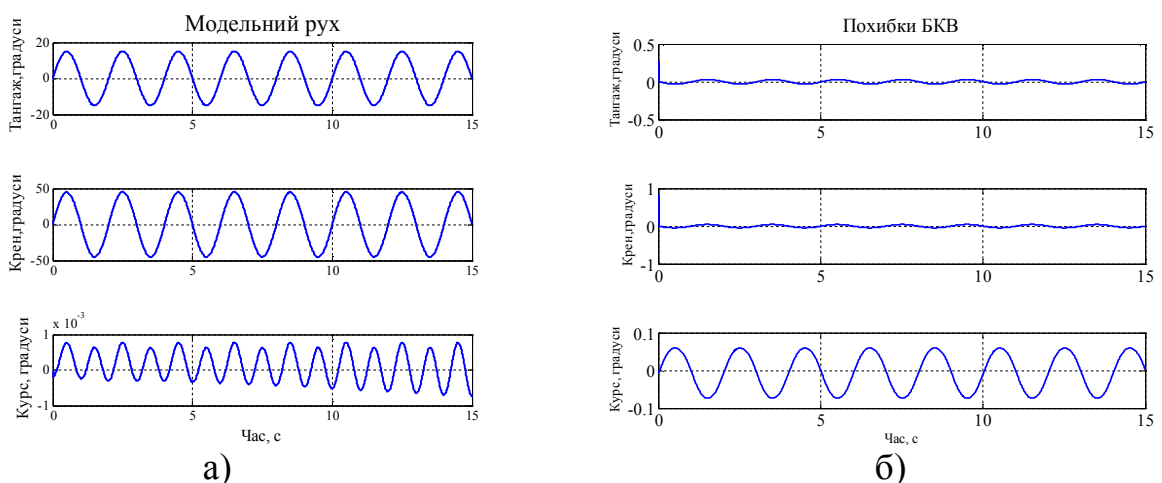


Рис.Д.3. Модельний кутовий рух

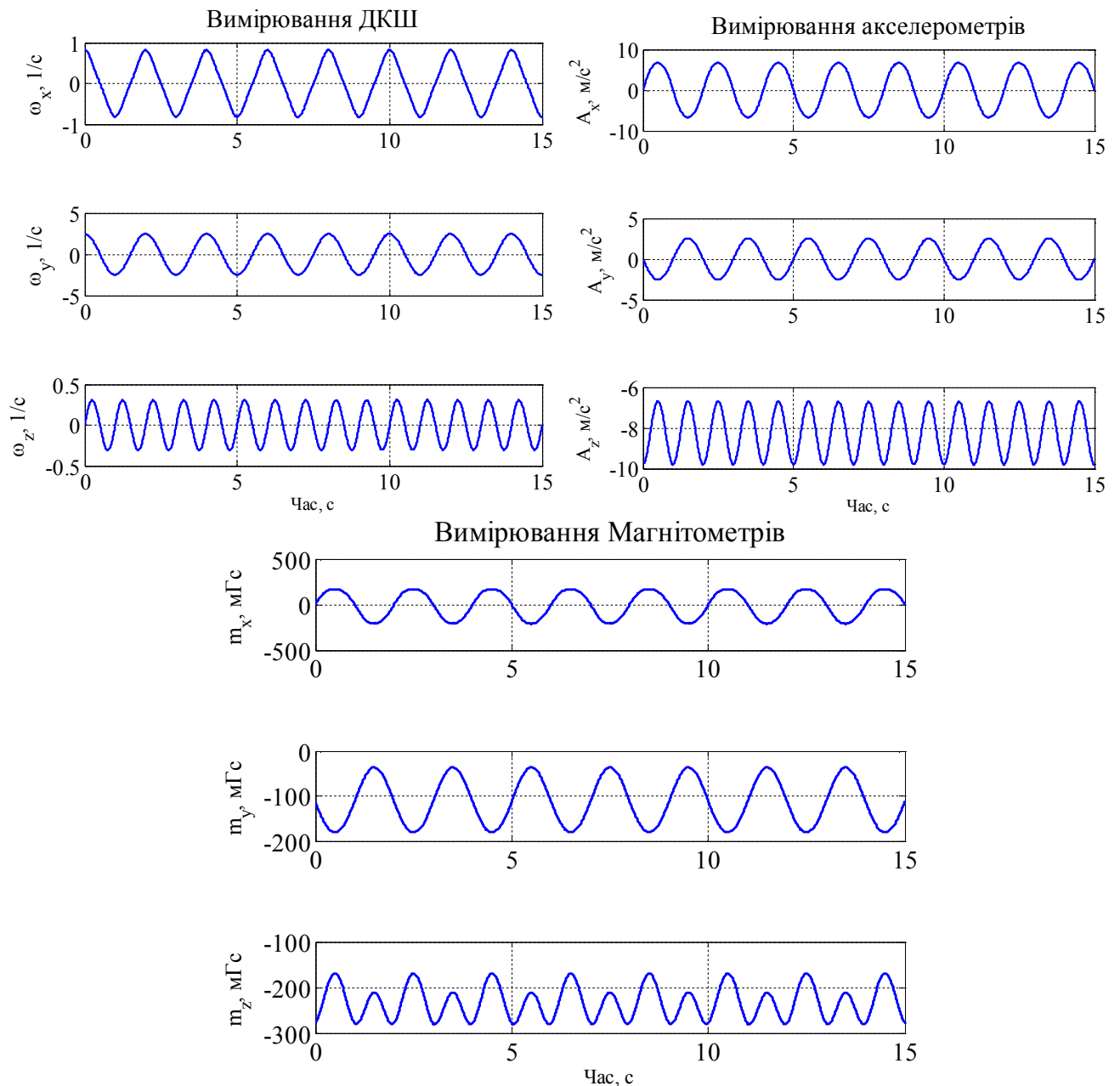


Рис.Д.4. Сигнали ідеальних чутливих елементів БКВ

Графік вимірювань магнітометрів із завадами, що діють вздовж місцевої вертикалі показано на рис.Д.5а, відповідні графіки у проекціях на вісі зв'язаної СК на рис. Д.5.б. Графіки похибок алгоритму БКВ без використання та з використанням принципу розділення каналів корекції показано відповідно на рис.Д.6 та Д.7.

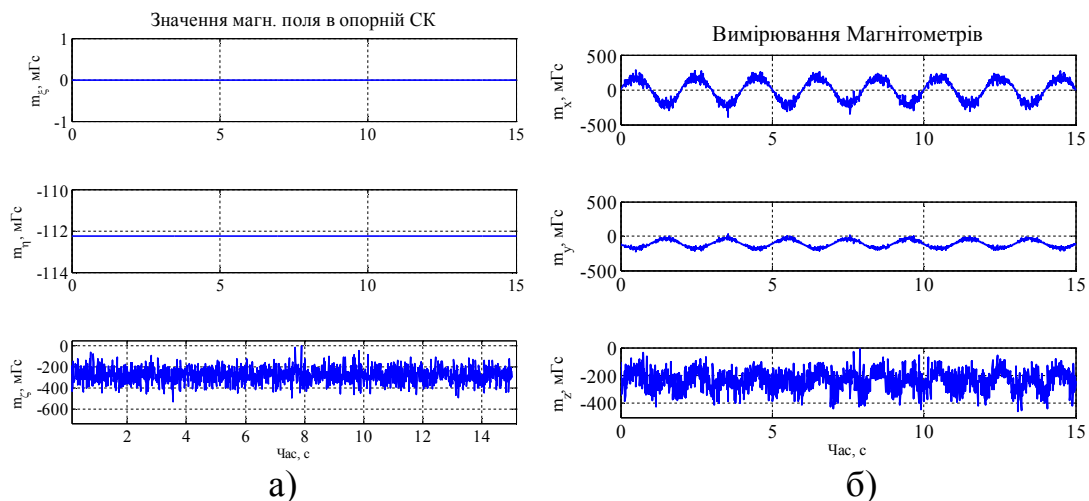


Рис.Д.5. вимірювань магнітометрів із завадами, що діють вздовж місцевої вертикалі

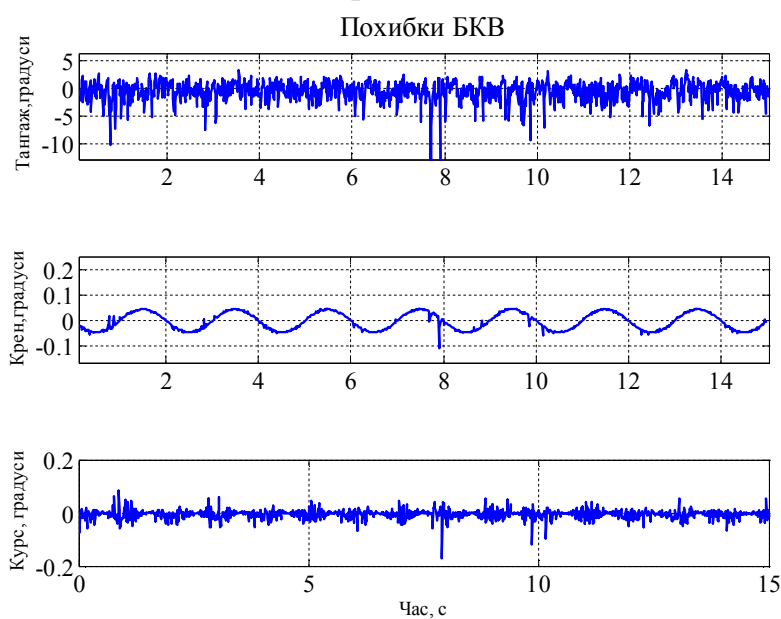


Рис. Д.6. Похибки визначення кутів орієнтації алгоритмом БКВ без використання принципу розділення каналів корекції

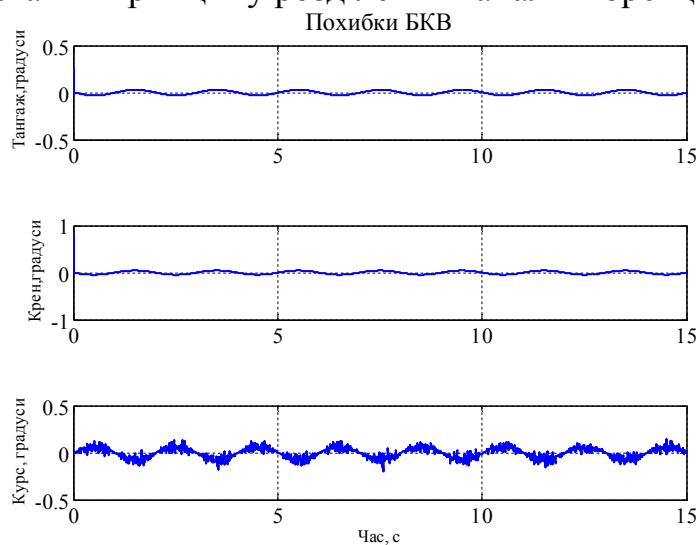


Рис. Д.7. Похибки визначення кутів орієнтації алгоритмом БКВ з використання принципу розділення каналів корекції

Наступний експеримент показує зниження вимог до точності апіорних знань про магнітне поле. Далі показано модельний приклад, у якому користувач випадково переплутав знак для вертикальної проекції магнітного поля Землі. відсутність Графіки похибок алгоритму БКВ без використання та з використанням принципу розділення каналів корекції показано відповідно на рис.Д.8 та Д.9.

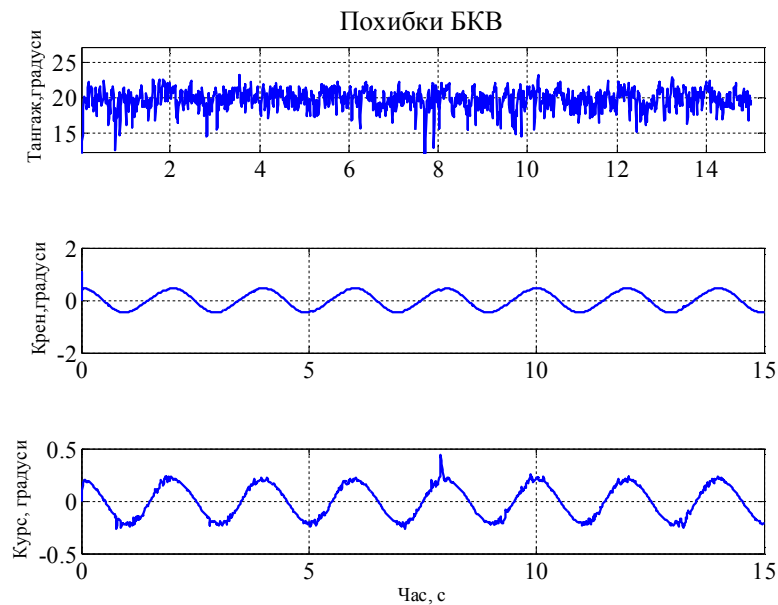


Рис. Д.8. Похибки визначення кутів орієнтації алгоритмом БКВ без використання принципу розділення каналів корекції при хибному заданні вертикальної складової опорного вектора \vec{T}_n

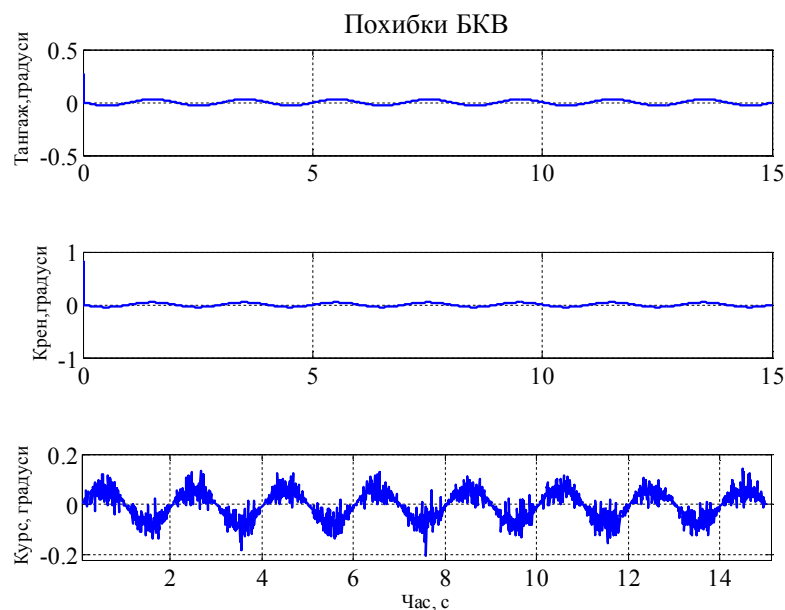


Рис. Д.9. Похибки визначення кутів орієнтації алгоритмом БКВ з використанням принципу розділення каналів корекції при хибному заданні вертикальної складової опорного вектора \vec{T}_n

ДОДАТОК Е

Графіки варіацій Алана ІББ ADIS16400/16405

Графіки варіацій Алана для датчиків кутової швидкості та акселерометрів ІББ показано на рис.Е.1. та рис.Е.2. Параметри кольорових шумів, оцінені з даних графіків записані відповідно в табл. Е.1 та в табл. Е.2.

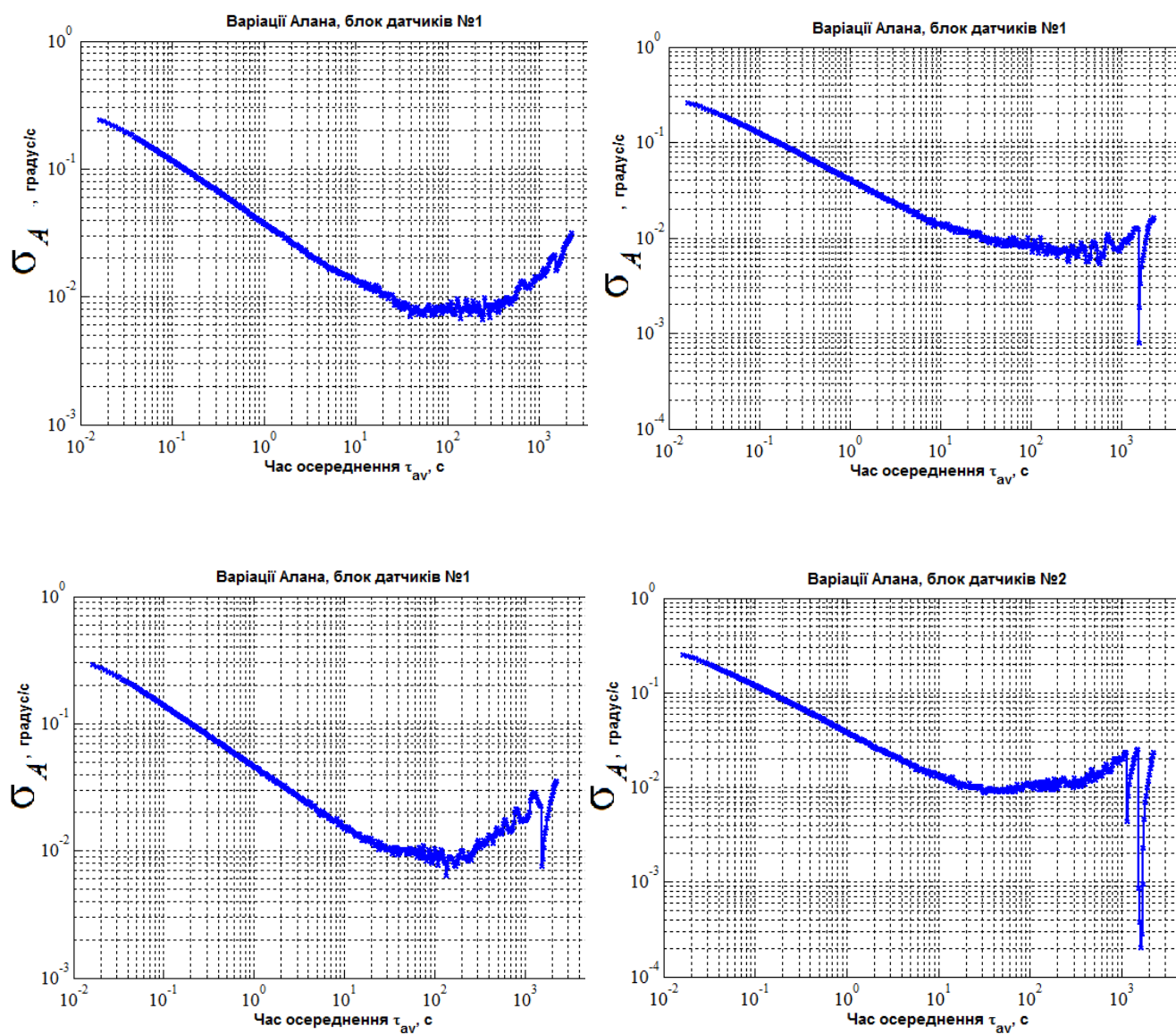


Рис.Е.1. Графіки варіацій Алана для ДКШ ІББ ІСОПРЛ

Табл. Е.1. Параметри джерел шуму ДКШ ІВБ

Тип шуму	шум квантування Q , $\frac{\text{градус/с}}{\text{Гц}}$	випадкове блукання куту N , $\frac{\text{градус/с}}{\sqrt{\text{Гц}}}$	флікер-шум B , градус/с	випадкове блукання по кутовій швидкості K , $\frac{\text{градус}}{\text{с}} \cdot \sqrt{\text{Гц}}$
№ ДКШ (зліва направо)				
1	—	$3,8 \cdot 10^{-2}$	$10,54 \cdot 10^{-2}$	$7 \cdot 10^{-4}$
2	—	$4,1 \cdot 10^{-2}$	$9,04 \cdot 10^{-2}$	$2 \cdot 10^{-4}$
3	—	$4,5 \cdot 10^{-2}$	$12,04 \cdot 10^{-2}$	$10 \cdot 10^{-4}$
4	—	$3,7 \cdot 10^{-2}$	$12,05 \cdot 10^{-2}$	$5,5 \cdot 10^{-4}$

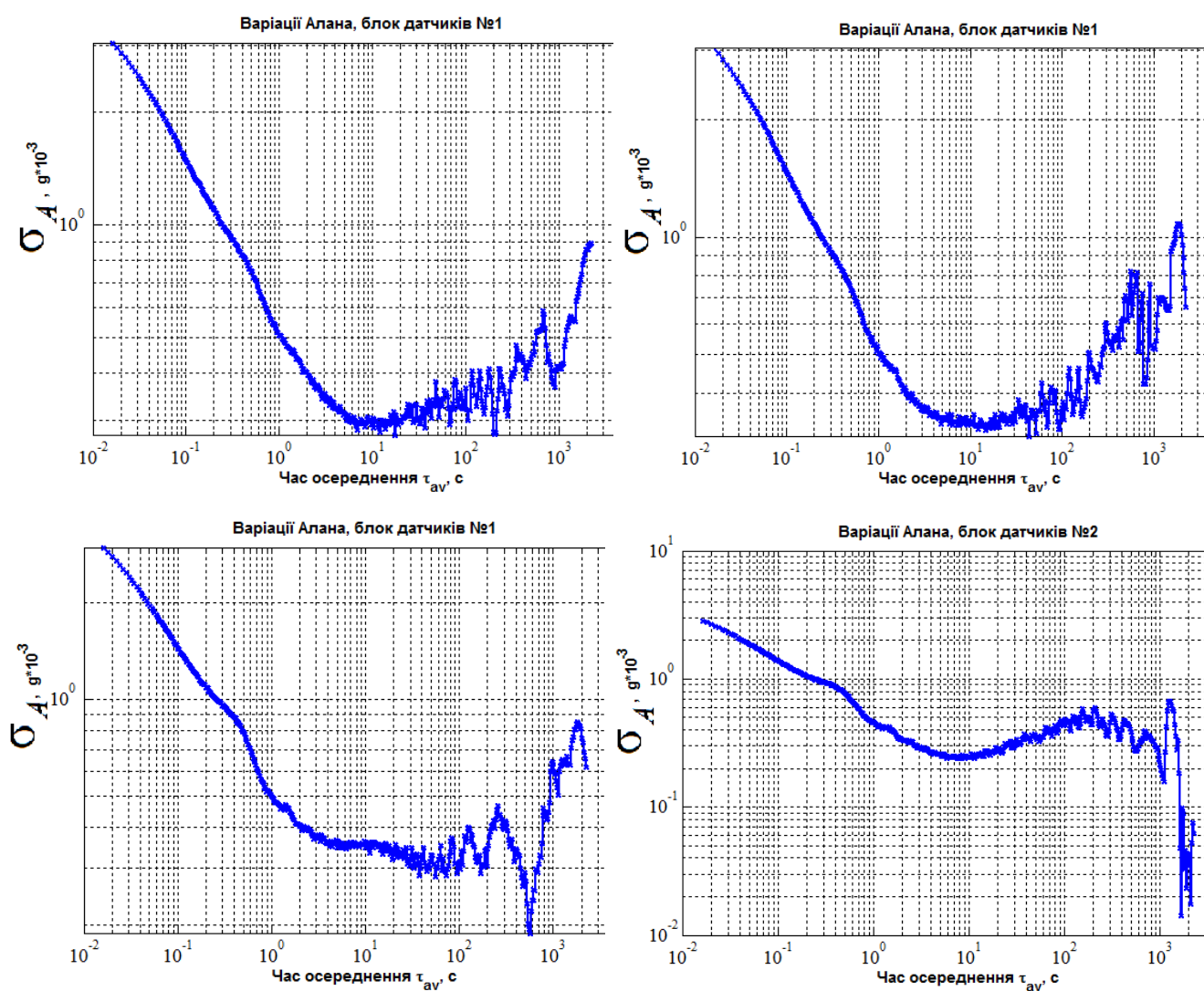


Рис.Е.2. Графіки варіацій Алана для акселерометрів ІВБ ІСОПРЛ

Табл. Е.2. Параметри джерел шуму акселерометрів ІВБ

Тип шуму	шум квантування Q , $\frac{м/с^2}{Гц}$	випадкове блукання по швидкості N , $\frac{м/с^2}{\sqrt{Гц}}$	флікер-шум B , $м/с^2$	випадкове блукання по прискоренню K , $\frac{м}{с^2} \cdot \sqrt{Гц}$
№ акселерометра (зліва направо)				
1	—	$5 \cdot 10^{-3}$	$4,5 \cdot 10^{-3}$	$4 \cdot 10^{-4}$
2	—	$5,8 \cdot 10^{-3}$	$4,97 \cdot 10^{-3}$	$5 \cdot 10^{-4}$
3	—	$6 \cdot 10^{-3}$	$4,8 \cdot 10^{-3}$	$4,5 \cdot 10^{-4}$
4	—	$5,5 \cdot 10^{-3}$	$3,8 \cdot 10^{-3}$	$2 \cdot 10^{-4}$

ДОДАТОК Є

Акти впровадження результатів дисертаційної роботи

ЗАТВЕРДЖУЮ

Заступник директора по науці

ДУ «Інститут травматології та ортопедії

НАМН України

Страфун С.С.

10 " жовтня 2016р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Назва пропозиції для впровадження:
«Інерціальна система оцінки параметрів руху людини»
- Установа-розробник, його поштова адреса, п.і.п. авторів:
НТУУ «Київський політехнічний інститут ім. Сікорського» Лакоза С.Л.
- Джерело інформації:
Анализ кинематических характеристик верхней конечности у больных ревматоидным артритом с использованием инерциальной системы / Материалы III Международного конгресса «Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации при повреждениях и заболеваниях верхней конечности». – Москва, 16-17 мая 2013 г. – С. 88-89./ Лазарев И.А., Бабко А.Н., Лакоза С.Л.
назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а. с. та інші
- Впроваджено по РПВ 20 16 р. п. ^{3/} ДУ «Інститут травматології та ортопедії Національної Академії медичних наук України, м. Київ, 01054, вул. Воровського 27
назва лікувально-профілактичного закладу
- Строки впровадження ^{4/} з 4 травня 2016 р. по 3 жовтня 2016 р.
число, місяць, рік
- Загальна кількість спостережень ^{4/} 75 (сімдесят п'ять) пацієнтів
- Ефективність впровадження у відповідності з критеріями, викладеними в джерелі інформації

Показники ^{5/}	За даними	
	розробника ^{2/}	впроваджуючої установи ^{4/}
Алгоритмічне та програмне забезпечення для обробки сигналів чутливих елементів інерціальних вимірювальних модулів, алгоритм оцінки кінематичних параметрів руху верхньої кінцівки, використані при розробці інерціальної система оцінки кінематичних (просторових і часових) характеристик опорно-рухового апарата людини BNS-01 на етапах лабораторних випробувань, а також у складі програмного забезпечення безпосередньо за методикою досліджень лабораторії біомеханіки.	Інноваційна методика дослідження просторових і часових характеристик рухів великих суглобів верхньої та нижньої кінцівок за рахунок об'єктивного контролю динаміки відновлення діапазону рухів в суглобах кінцівок в процесі лікувальних заходів.	Об'єктивний контроль динаміки відновлення діапазону рухів в суглобах кінцівок в наслідок консервативного чи хірургічного лікування.

8. Зауваження та пропозиції ^{4/}

« 10 » жовтня 2016 р.

Відповідальний за впровадження, посада, І.П.П.
Зав. лабораторії біомеханіки ДУ «ІТО» НАМН України,
К.М.Н. Лазарев І.А.

УКРАЇНА

Товариство з обмеженою відповідальністю
«ГІРОТЕХ»

юридична адреса: м. Київ 04071, вул. Шекавицька, 37/48, офіс 1
фактична адреса: м. Київ 03680, вул. Казимира Малевича, 86г. офіс 2, тел. 38(044) 500-13-21.
р/р 26006011045141 в ПАТ «Укрсоцбанк», м. Київ, МФО 300023, ЄДРПОУ 37333629

ЗАТВЕРДЖУЮ

Директор

ТОВ «ГІРОТЕХ»

Ю. В. Чех

« _____ »

2017р



АКТ

Впровадження результатів наукових досліджень

Ми, що нижче підписалися, начальник відділу ТОВ «Гіротех» – Нечипоренко Дмитро Михайлович, провідний спеціаліст – Золотарьов Євген Олександрович, склали цей акт про те, що наступні результати наукових досліджень Лакози Сергія Леонідовича, отримані в дисертаційній роботі «Інерціальна система оцінки параметрів руху людини», використані у розробках ТОВ «Гіротех»:

- елементи алгоритму безплатформної курсовертикалі з використанням принципу розділення каналів корекції використані при розробці безплатформної системи орієнтації AHRS-1;
- удосконалений скалярний метод калібрування використаний у процедурі докалібруванні акселерометрів безплатформної системи орієнтації у польових умовах.

Начальник відділу ТОВ «Гіротех»

Д.М.Нечипоренко

Провідний спеціаліст

Є.О.Золотарьов



ЗАТВЕРДЖУЮ

Декан приладобудівного факультету
факультет

Національного технічного університету України

«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»

Г.С. Тимчик

«11» квітня 2017 р.


АКТ

**впровадження результатів дисертаційних досліджень в
навчальний процес Національного технічного університету
України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»**


Ми, що підписалися нижче, заступник декана з навчально-методичної роботи к.т.н., доцент Філіппова М.В., к.т.н., доцент Павловський О.М., ст. викладач Мураховський С.А. склали цей акт про те, що результати дисертаційних досліджень за темою «Інерціальна система оцінки параметрів руху людини» здобувача Лакози Сергія Леонідовича, використовуються в навчальному процесі кафедри приладів і систем орієнтації і навігації приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського».

А саме, що результати теоретичних досліджень були використані в лекційному курсі дисципліни «Навігаційні системи».


Заст. декана
з навчально-методичної роботи

 М.В. Філіппова

Доцент каф. ПСОН

 О.М. Павловський

Ст. викладач каф. ПСОН

 С.А. Мураховський

«11» квітня 2017 р.

ДОДАТОК Ж

Список публікацій здобувача за темою дисертації та відомості про апробацію результатів дисертації

По темі дисертаційних досліджень опубліковано 23 роботи, у тому числі 5 статей у провідних фахових виданнях, що входять до наукометричних баз даних (з них одна 1 стаття в іноземному фаховому виданні), 1 стаття у інших виданнях, 1 патент України на корисну модель, 1 патент України на винахід, 2 свідоцтва України про реєстрацію авторського права на твір, 13 матеріалів та тез доповідей на науково-технічних конференціях.

1. Костюк А.Ю. Применение расширенного фильтра Калмана для калибровки инерциальных датчиков/ Костюк А.Ю., Лакоза С.Л. // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2012. - Випуск № 43. - с.9-15 (Входить до WorldCat, РИНЦ, Google Scholar, BASE, OpenAIRE та інших).

2. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 1: Теоретичні основи розділення каналів корекції / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Вісник НТУУ «КПІ», серія Приладобудування. – 2013. – вип. 46. – с. 5-13 (Входить до WorldCat, РИНЦ, Google Scholar, BASE, OpenAIRE та інших).

3. Лакоза С.Л. Побудова курсовертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 2: Алгоритми корекції / Лакоза С.Л., Мелешко В.В. // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. - К, 2014. - Випуск № 48. - с.2-11 (Входить до WorldCat, РИНЦ, Google Scholar, BASE, OpenAIRE та інших).

4. Лакоза С.Л. Скалярная калибровка акселерометров средней и низкой точности / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Радиооптика. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электр. журнал. 2015. №1. С. 9-28. DOI: 10.7463/rdopt.0115.0779996 (Входить до WorldCat, РИНЦ, Google Scholar, EBSCO).

5. Лакоза С.Л. Розробка і дослідження комплексного алгоритму інерціальної системи оцінки параметрів руху людини/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Технологический аудит и резервы производства. - 2016, Том 1, № 2(27) (2016) – с.56-68. DOI: //dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2016.59150 (Входить до Ulrich's

Periodicals Directory, DRIVER, EBSCO, Index Copernicus, WorldCat, РИНЦ, Directory of Open Access Journals та інших).

6. Пат. 106796 Україна, МПК⁶ G01C 21/00. Спосіб оптимального розміщення двокomпонентних датчиків у вимірювачі векторних величин [Текст]/ В.В. Мелешко (UA), С.Л. Лакоза (UA). - а201214662; заявл. 21.12.2012; опубл. 10.10.2014, бюл. № 19/2014. – 7 с : іл.

7. Пат. 93638 Україна, МПК⁶ G01C 21/00. Спосіб усунення перехресних похибок у надлишкових блоках двокomпонентних інерціальних датчиків [Текст]/ В.В. Мелешко (UA), А.В. Зазімко (UA), С.Л. Лакоза (UA). - u201404645; заявл. 30.04.2014; опубл. 10.10.2014, бюл. № 19/2014. – 7 с : іл.

8. Свідоцтво № 59534 України про реєстрацію авторського права на службовий твір. Комп'ютерна програма Алгоритм безплатформної курсовертикалі з розділенням каналів корекції [Текст] / Лакоза С.Л., Півторак Д.О. (Україна); заявник та власник Лакоза С.Л., Півторак Д.О. - № 59944; заявл. 06.03.2015; зареєстровано 06.05.2015 в Державному реєстрі свідоцтв про реєстрацію авторського права на твір.

9. Свідоцтво № 65 191 України про реєстрацію авторського права на службовий твір. Комп'ютерна програма Поточковий алгоритм обчислення варіацій Аллана [Текст] / Лакоза С.Л., Півторак Д.О. (Україна); заявник та власник Лакоза С.Л., Півторак Д.О. Зареєстровано 05.05.2016 в Державному реєстрі свідоцтв про реєстрацію авторського права на твір.

10. Лазарев И.А. Перспективы использования инерциальной системы для оценки кинематических характеристик верхней конечности у больных ревматоидным артритом /Лазарев И.А. Бобко А.Н., Мелешко В.В., Лакоза С.Л. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2012р. - №74, с.34-39.

11. Лакоза С.Л. Експериментальне дослідження шумових характеристик МЕМС датчиків / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Вимірювання, Контроль Та Діагностика В Технічних Системах (ВКДТС -2011): I Міжнародна наукова конференція пам'яті професора Володимира Поджаренка, 18-20 жовтня 2011р. : збірник тез доповідей. – Вінниця: Вінницький національний технічний

університет, 2011. - с. 62.

12. Development of Portable Human Body Navigation System / S.Lakoza, V. Meleshko // Tcset'2012. Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science: Proceedings of the XI-th International Conference, 21 Febr. 2012. – Slavske, Ukraine, 2012. - p. 110.

13. Лакоза С.Л. Мікроконтролерна система визначення орієнтації на базі тривісного акселерометра / С.Л. Лакоза, О.М. Павловський // Людина і космос: XIV Міжнародна молодіжна науково-практична конференція, 11-13 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – Дніпропетровськ: Національний центр аерокосмічної освіти молоді ім. О.М. Макарова, 2012. – с. 196.

14. Лакоза С.Л. Модель похибок калібрування акселерометрів методом тестових поворотів // Приладобудування. Стан і перспективи: IX Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2012. – с. 30-31.

15. Костюк А.Ю. Расширенный фильтр Калмана для калибровки инерциальных датчиков / А.Ю. Костюк, С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: IX Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2012р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2012. - с. 28-29.

16. Лакоза С.Л. Микромеханическая система для биомеханических исследований верхней конечности человека / С.Л. Лакоза // Новые направления развития приборостроения: 7 междунар. науч.-техн. конференция молодых ученых и студентов, 23-25 апреля 2014г. : материалы конференции. — Минск: БНТУ, 2014. — с. 34.

17. Мелешко В.В. Особливості та можливості застосування скалярної калібровки для акселерометрів/ В.В. Мелешко, С.Л.Лакоза // Приладобудування. Стан і перспективи: XIII Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2014р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2014. - с. 18-29.

18. Мелешко В.В. Калибровка чувствительных элементов в инерциальной

навигационной системе / В.В. Мелешко, С.Л. Лакоза, М.С. Капиця // Приладобудування. Стан і перспективи: XIII Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2014р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2014. – с.43.

19. Лакоза С.Л. Калібрування мікромеханічних акселерометрів/ С.Л. Лакоза, М.С. Капиця // Приладобудування. Стан і перспективи: XIII Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2014р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2014. – с.19.

20. Мелешко В.В. Характеристики БИНС на грубых гироскопах /. В.В. Мелешко, С.Л. Лакоза, И.А. Лазарев // Проблемы энергоефективности та автоматизації в промисловості та сільському господарстві: міжнародна науково-практична конференція, 21-22 жовтня 2015р. : збірник тез доповідей. – Кіровоград: КНТУ, 2015. — с.164.

21. Лакоза С.Л. Стадії калібровки системи захоплення руху/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: XIV Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2015р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2015. – с.20-21.

22. Лакоза С.Л. Використання біомеханічної моделі скелету людини у роботі інерціальної системи оцінки параметрів руху / С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Людина і космос: XVIII Міжнародна молодіжна науково-практична конференція, 11-13 квітня 2016р. : збірник тез доповідей. – Дніпропетровськ: Національний центр аерокосмічної освіти молоді ім. О.М. Макарова, 2016. – с. 6-8.

23. Лазарев И.А., Бобко А.Н., Лакоза С.Л. Анализ кинематических характеристик верхней конечности у больных ревматоидным артритом с использованием инерциальной системы // Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации при повреждениях и заболеваниях верхней конечности: III Международный конгресс, 16-17 мая 2013 г. : работы конференции. – Москва, 2013. - с. 88-89.

Апробація результатів дисертації.

Основні положення та результати роботи доповідались та обговорювались на таких конференціях, конгресах, з'їздах, семінарах, нарадах:

- XI, XIII-XIV міжнародних науково-технічних конференціях «Приладобудування. Стан і перспективи», м. Київ, 2012 р., 2014-2015 рр.;
- XIV та XVIII міжнародних молодіжних науково-практичних конференціях «Людина і космос», м. Дніпропетровськ, 2012 р. та 2016 р.;
- I міжнародній науковій конференції пам'яті професора Володимира Поджаренка «Вимірювання, Контроль Та Діагностика В Технічних Системах (ВКДТС-2011)», м. Вінниця, 2011 р.;
- міжнародній науковій конференції «TCSET'2012. Modern Problems Of Radio Engineering, Telecommunications And Computer Science», м. Славське, 2012 р.;
- III міжнародному конгресі «Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации при повреждениях и заболеваниях верхней конечности», м. Москва, 2013 р.;
- 7 міжнародній конференції студентів та аспірантів «Новые направления развития приборостроения», м. Мінськ, 2014р.;
- міжнародній науково-практичній конференції «Проблеми енергоефективності та автоматизації в промисловості та сільському господарстві», м. Кіровоград, 2015 р.;