

Лакоза С. Л.,
Мелешко В. В.

РОЗРОБКА І ДОСЛІДЖЕННЯ КОМПЛЕКСНОГО АЛГОРИТМУ ІНЕРЦІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ РУХУ ЛЮДИНИ

Представлено біомеханічну модель скелета людини. Розроблено комплексний алгоритм оцінки кінематичних параметрів руху людини для одного інерціального вимірювального модуля. Описано формування коректуючих сигналів для комплексного алгоритму. Виконано аналітичну оцінку рівня випадкової похибки розрахунку швидкості та переміщення на основі біомеханічної моделі. Досліджено вплив корекційних сигналів на точність алгоритму. Показано ефективність роботи алгоритму.

Ключові слова: біомеханічна модель скелету, оцінка параметрів руху, комплексний алгоритм, БІНС.

1. Вступ

Перспективним напрямком використання інерціальних технологій є дослідження характеристик руху біологічних об'єктів. Зокрема, системи на базі інерціальних датчиків набувають все ширшого застосування для оцінки параметрів руху людини [1].

Для оцінювання параметрів руху людини інерціальні системи [2–4] (наприклад, Moven Xsens) використовують в якості маркерів інерціальні вимірювальні модулі (ІВМ). ІВМ складаються з мініатюрних гіроскопічних датчиків кутової швидкості, акселерометрів та магнітометрів. Для запису руху людини маркери-ІВМ необхідно прикріплювати до різних сегментів тіла людини. Дуже часто маркери розміщують у спеціальних костюмах для пришвидшення їх встановлення на тілі.

Розміщення датчиків чітко пов'язане з математичною моделлю, що використовується для оцінки кінематичних параметрів руху людини. 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 модулів з відповідним сегментом моделі [2]. Тіло людини може бути представлене у вигляді системи жорстких сегментів, що з'єднані в ланцюги суглобами. Така система називається біомеханічною моделлю скелета.

Автономність, портативність, простота у використанні, ефективність оцінки параметрів руху в режимі реального часу робить інерціальні системи привабливими для розв'язку багатьох задач в медицині, спорті, віртуальній реальності, анімації персонажів [2, 4]. Такі системи дозволяють виконати кількісну оцінку впливу різних методів лікування і терапії на хід відновлення рухової активності хворого, що являється дуже важливим для реабілітації. Цим обґрунтовується актуальність проведених розробки та дослідження комплексного алгоритму для системи оцінки параметрів руху людини.

2. Аналіз літературних даних та постановка проблеми

На даний час розроблено декілька комерційних та дослідницьких інерціальних систем оцінки параметрів руху (MVN Awinda та MVN Link від XSSENS; системи IGS від SYNERTIAL ANIMAZOO; 3DSuit Motion Capture від InertialLabs; Shadow від Motion Workshop). Ці системи можуть бути призначені для оцінки параметрів руху всього тіла, руху нижніх кінцівок, руху верхніх кінцівок. Загальний алгоритм роботи системи оцінки параметрів руху людини залишається схожим, але при цьому система відрізняється кількістю ІВМ [4].

Основні можливості даних 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 ІВМ, що входить у систему, у вигляді кутів Ейлера, матриці напрямних косинусів чи кватерніона орієнтації; г) розрахунок суглобових кутів; д) відслідковування лінійних переміщень людини в радіусі 50/100 метрів.

Для відстеження абсолютного переміщення сегментів інерціальні датчики автономно не використовуються, а застосовуються в комплексі з допоміжними пристроями, які забезпечують періодичне уточнення координат. У якості таких підсистем використовуються магнітні, оптичні та радіотехнічні датчики систем позиціонування. У цьому випадку система оснащується ще позиційною підсистемою, 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).

Інерціальні системи оцінки параметрів руху людини, що доповнюється зовнішньою системою неінерціальної природи, можуть виконувати точне позиціонування руху тіла в глобальній системі координат. Так, наприклад, система 3DSuit Motion Capture використовує одну додаткову камеру і декілька оптичних маркерів на поясі костюма, що дозволяє відслідковувати переміщення

з точністю 1 %. А в системі XSENS MVN використовується магнітна система як для абсолютного позиювання людини в глобальній системі координат, так і для визначення позицій модулів відносно тулуба [4, 5]. Системи оцінки параметрів руху людини (СОПРЛ), які не містять додаткових позиційних систем, використовують специфічні методи, що дозволяють розрахувати лінійне переміщення об'єкта. Для цього частина дослідників у своїх системах використовують так звані умови контакту з оточуючим середовищем [6].

Для інерціальних СОПРЛ основною інформацією, на основі якої виконується оцінка параметрів руху, є інформація про абсолютну орієнтацію окремого ІВМ. Під абсолютною орієнтацією розуміється орієнтація модуля в глобальній системі координат. Для датчиків ІВМ — це система координат, що використовує напрямки сили тяжіння та напрямки на магнітний полюс. 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). У вітчизняній літературі алгоритми цих систем прийнято називати алгоритмами безплатформних курсовертикалей [7, 8]. Дані алгоритми характеризуються статичною та динамічною точністю. Причому, точність зазначається не для системи, а для алгоритму визначення орієнтації окремого ІВМ. Точність алгоритму одного ІВМ системи у статичці становить до 1 градуса по курсу, та 0,2–0,5 градуси по кутам крену та тангажу. Динамічна точність становить 2 градуси (середньоквадратичне відхилення) [4, 5].

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, то при різних рухах людини вимірювання акселерометрів містять абсолютні прискорення, якими не можна знехтувати у порівнянні з гравітаційним. Як відомо, за сигналами акселерометрів визначають напрямки місцевої вертикалі [9] за умови відсутності абсолютних прискорень об'єкта. Відповідно, при високих рівнях лінійного прискорення алгоритми безплатформних курсовертикалей поступово приводять кути орієнтації, визначені 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 магнітного поля на приладну площину горизонту [10].

У роботі [11] показано, що точність оцінки параметрів руху інерціальною системою досягала 1–2 градуси. Похибки визначення лінійних переміщень становили від 0,5 см до 2 см. У роботах [12, 13] приведено результати, в яких похибки визначення кутів Ейлера в статичному режимі не перевищували 1 градуса, а при динамічному русі об'єкта похибки досягали 8 градусів.

З виконаного огляду літературних джерел видно, що алгоритми існуючих інерціальних систем оцінки параметрів руху дозволяють отримати точність систем порядку 1–2 градусів для повільних рухів та 2 градуси СКВ для динамічних рухів. Проте статична точність ІВМ цих систем становить 0,1–0,3 градуси, що робить актуальним розробку і дослідження методів зменшення похибок, викликаних прискореним рухом сегментів людського тіла.

3. Об'єкт, мета та задачі дослідження

Об'єктом дослідження є інерціальна СОПРЛ. Мета даної роботи є розробка та дослідження комплексного алгоритму роботи одного ІВМ, що входить до інерціальної СОПРЛ, інваріантного до прискорення кінцівок.

Для досягнення поставленої мети вирішувалися наступні задачі:

- розробка алгоритму роботи інерціального вимірювального модуля системи оцінки параметрів руху людини;
- розробка алгоритму формування корекційних сигналів;
- оцінка похибок формування корекційних сигналів;
- чисельне моделювання алгоритму роботи одного блоку та оцінка похибки визначення орієнтації при прискореному русі об'єкта.

4. Матеріали та методи досліджень комплексного алгоритму

4.1. Опис основного алгоритму роботи ІВМ системи.

Алгоритми, які використовуються в існуючих інерціальних СОПРЛ, мають динамічні похибки, викликані прискореним рухом сегментів тіла людини. Для усунення похибок необхідно виконувати корекцію показів інерціальних систем за певними зовнішніми сигналами. Формування корекційних сигналів буде розглянуто у пункті 4.2. У даному підрозділі опишемо вихідний алгоритм роботи одного ІВМ.

Інерціальні СОПРЛ 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 один ІВМ алгоритм безплатформної інерціальної навігаційної системи (БІНС) в географічній системі координат [7].

Для опису орієнтації ІВМ використаємо матрицю напрямних косинусів. Кінематичне рівняння — це загальне рівняння Пуассона:

$$\dot{C}^{gb} = C^{gb} \Omega_b^{ib} - \Omega_g^{ig} C^{gb}, \quad (1)$$

де C^{gb} — матриця напрямних косинусів, що описує перехід від зв'язаної СК до географічної СК.

$$\Omega_b^{ib} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_{zc} & \omega_{yc} \\ \omega_{zc} & 0 & -\omega_{xc} \\ -\omega_{yc} & \omega_{xc} & 0 \end{bmatrix} \text{ — матриця проєкцій на осі}$$

зв'язаної з ІВМ СК b вектора кутової швидкості зв'язаної СК відносно інерціальної.

$$\Omega_g^{ig} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_{z\xi} & \omega_{y\xi} \\ \omega_{z\xi} & 0 & -\omega_{x\xi} \\ -\omega_{y\xi} & \omega_{x\xi} & 0 \end{bmatrix} \text{ — матриця проєкцій на осі}$$

географічної СК вектора кутової швидкості географічної СК відносно інерціальної СК:

$$\begin{aligned}\omega_{\xi} &= -V_N/(R+h); \quad \omega_{\eta} = V_E/(R+h) + u \cos \phi; \\ \omega_{\zeta} &= (V_E/(R+h)) \operatorname{tg} \phi + u \sin \phi; \quad h = h_0 + V_{\zeta} t,\end{aligned}\quad (2)$$

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 (2) складові $u \cos \phi$, $u \sin \phi$, $\operatorname{tg} \phi$ є практично сталими величинами, так як переміщення сегментів тіла людини не перевищує одиниць метрів.

Матриця напрямних косинусів C^{gb} в алгоритмі БІНС використовується для перепроєктування уявних прискорень із зв'язаної з ІВМ СК у географічну СК:

$$\tilde{a}_g = C^{gb} \tilde{a}_b. \quad (3)$$

Відносну швидкість ІВМ можна отримати після інтегрування диференціальних рівнянь для вектора відносної швидкості:

$$\begin{cases} \dot{V}_E = a_{\xi} + (u \sin \phi + \omega_{\zeta}) V_N - (u \cos \phi + \omega_{\eta}) V_{\zeta}, \\ \dot{V}_N = a_{\eta} - (u \sin \phi + \omega_{\zeta}) V_E + \omega_{\xi} V_{\zeta}, \\ \dot{V}_{\zeta} = a_{\zeta} - \omega_{\xi} V_N + (u \cos \phi + \omega_{\eta}) V_E + g. \end{cases} \quad (4)$$

Широту і довготу отримують з рівнянь:

$$\dot{\phi} = V_N/R, \quad \dot{\lambda} = V_E/(R \cos \phi),$$

де R — це радіус сферичної моделі фігури Землі.

При оцінці кінематичних параметрів руху людини обчислення місця розташування ІВМ з використанням широти і довготи не завжди є зручним для викори-

стання. Це пов'язано з тим, що переміщення об'єкта (сегментів тіла людини) є досить невеликі. Тому при оцінці характеру руху біомеханічної моделі скелету також використовують лінійні координати. Рівняння для визначення переміщень сегментів у географічній СК в алгоритмі БІНС записуються наступним чином:

$$\dot{p}_E = V_E; \quad \dot{p}_N = V_N; \quad \dot{p}_{\zeta} = V_{\zeta}. \quad (5)$$

Для коректної роботи алгоритму за рівняннями (1)–(5) потрібно знати широту та довготу, на яких рухається об'єкт. Для їх обчислення необхідно користуватися наступними формулами:

$$\phi = \phi_0 + p_N/R, \quad \lambda = \lambda_0 + p_E/R \cos \phi, \quad (6)$$

де ϕ_0 , λ_0 — значення широти та довготи місця в момент запуску системи.

Задання початкових умов для роботи алгоритму БІНС виконується на етапі початкової виставки після калібровки інерціальної СОПРЛ. Для цього виконується оцінка орієнтації кожного сегмента біомеханічної моделі, використовуючи алгоритм безплатформної курсовертикалі [10]. Знаючи орієнтацію кожного сегмента та використовуючи прийнятну біомеханічну модель, виконуються розрахунок початкових позицій сегментів скелету.

Так як сигнали інерціальних чутливих елементів містять похибки, викликані шумами, неконтрольованими зміненням нуля або похибками виставки датчиків, то інтегрування даних з інерціальних датчиків призводить до появи наростаючих в часі похибок. Похибки роботи системи протягом 30 хвилин (максимальний час роботи системи для спортивних задач), побудованої з використанням типових чутливих елементів (як в модулях MTi-10 від XSENS) показані на рис. 1.

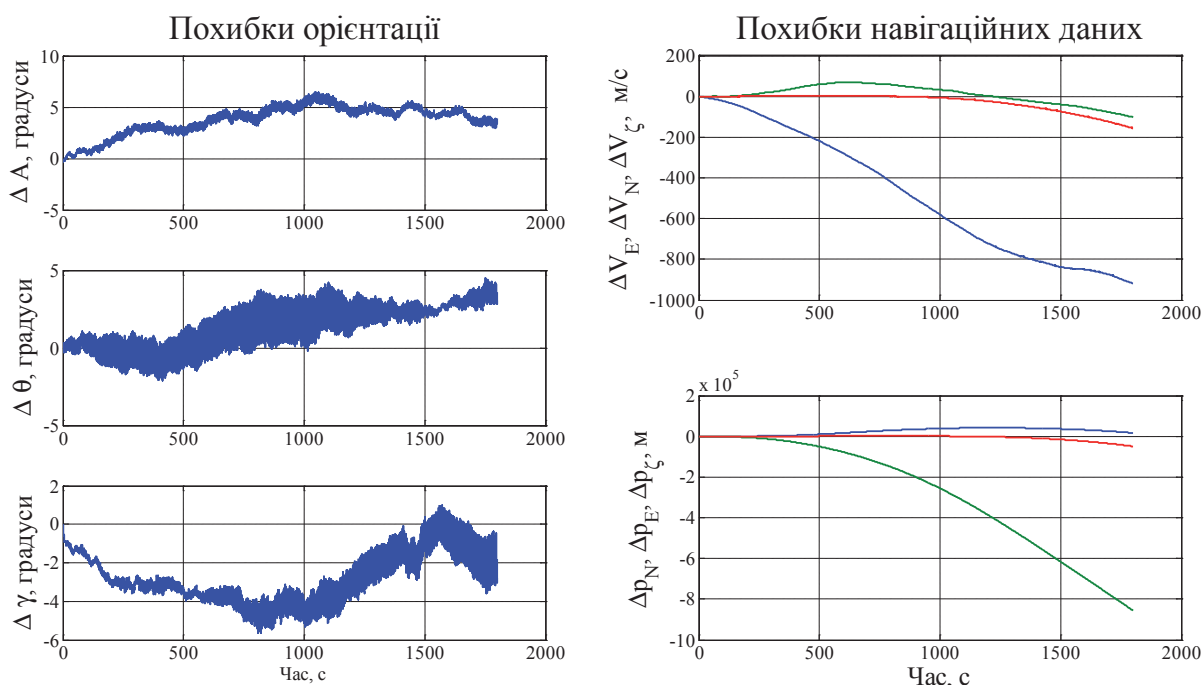


Рис. 1. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_{ζ} та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_{ζ} одним ІВМ при використанні алгоритму БІНС в географічній системі координат без корекції

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 SD . Для ДКШ ці характеристики відповідно становлять $18^\circ/\text{год}$ та $0,03\text{--}0,05^\circ/\text{с}/\sqrt{\text{Гц}}$. Для акселерометрів — 40 мкг та $80\text{--}150\text{ мкг}/\sqrt{\text{Гц}}$. Максимальна ширина смуги пропускання BW для ДКШ та акселерометрів відповідно дорівнює 415 Гц і 375 Гц .

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

4.2. Формування корекційних сигналів на основі біомеханічної моделі скелету. Рух тіла можна розглядати як рух моделі людського скелета. У даній роботі для опису руху людини будемо використовувати біомеханічну модель скелету, що складається з 18 сегментів-кісток та 15 суглобів (рис. 2) [13].

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, система має складатися з 17 ІВМ. ІВМ розміщуються у відповідних ключових точках, в яких ІВМ оцінюватимуть рухи конкретних сегментів та відповідного суглобу.

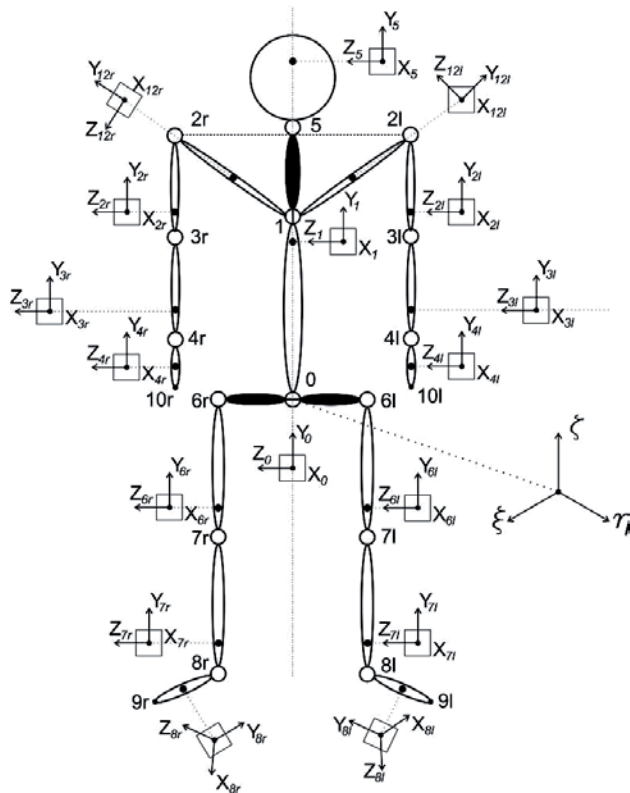


Рис. 2. Біомеханічна модель людського тіла з вказанням розташування ІВМ відповідно до зв'язаних з сегментами систем координат

У біомеханічній моделі сегменти-кістки з'єднуються суглобами. Співвідношення між параметрами руху сег-

ментів 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 скелету потрібно вибрати кореневий вузол-суглоб. Щоб виконувати опис руху всього тіла, за такий вузол вибирають тазовий. Цей вузол позначено 0 на рис. 2. Від даного вузла розростається вгору та вниз структура біомеханічної моделі. Зображена на рис. 2 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 $6r\text{--}0\text{--}6l$ відображає таз, посередині якого міститься тазовий вузол. Цей сегмент має дві симетричні половинки $6r\text{--}0$ та $0\text{--}6l$, що жорстко з'єднані між собою і не мають кутових степенів свободи відносно нульового вузла. Це показано шляхом з'єднання цих напівсегментів горизонтальною лінією. Аналогічно сегмент $1\text{--}5$ жорстко з'єднаний з сегментом $0\text{--}1$.

У табл. 1 приведено опис суглобів, батьківських сегментів та тип рухової активності. У табл. 2 приведено опис сегментів біомеханічної моделі.

Таблиця 1

Опис сегментів та суглобів біомеханічної моделі скелету людини

Назва суглобу	Позначення на рис. 2	Батьківський сегмент-кістка	Біомеханічний тип суглобу-шарніру
Суглоб спини*	1	—	—
Шийний	5	Кістка грудної клітки	Сферичний шарнір
Плечовий	$2r, 2l$	Ключичний кістковий сегмент	Сферичний шарнір
Ліктьовий	$3r, 3l$	Кістки плеча	Двохосьовий шарнір
Зап'ястний	$4r, 4l$	Кістки передпліччя	Двохосьовий шарнір
Тазостегновий	$6r, 6l$	Тазовий сегмент	Сферичний шарнір
Колінний	$7r, 7l$	Кістки стегна	Двохосьовий шарнір
Кісточковий	$8r, 8l$	Гомілкові кістки	Двохосьовий шарнір
Ключичний	1	Спина	Двохосьовий шарнір

Примітка: * — комплексний суглоб, що відображає кутову орієнтацію спини відносно тазового вузла

Таблиця 2

Системи координат, зв'язані з сегментами біомеханічної моделі скелету людини

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

Розглянемо питання формування корекційних сигналів для алгоритму БІНС на основі моделі скелету. Для опису положення і кутової орієнтації ланок кінематичного ланцюга відносно своїх батьківських вузлів, необхідно з кожною ланкою жорстко зв'язати систему координат згідно табл. 2 та рис. 2. 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:

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

де \bar{P}_{6r} — переміщення вузла 6r правої частини таза; $\bar{I}_{6r-7r} = [0 \ -I_{6r-7r} \ 0]^T$ — вектор, що визначає довжину сегмента в проекціях на осі зв'язаної СК $X_{6r}Y_{6r}Z_{6r}$; $C_{6r}^{gb} = C_{6rIMU}^{gb} \cdot C_{6rCLBR}$ — МНК, що описує орієнтацію правого стегна в навігаційній СК; C_{6rIMU}^{gb} — орієнтація, оцінена з даних чутливих елементів ІВМ, що встановлюється на правому стегні; C_{6rCLBR} — калібровочна матриця, котра описує відхилення осей СК $X_{6r}Y_{6r}Z_{6r}$, зв'язаної з ІВМ, від анатомічної. Дана матриця визначається на етапі калібровки інерціальної СОПРЛ [12].

Переміщення вузла 6r правої частини тазу можна знайти аналогічно:

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

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; $\bar{I}_{0-6r} = [0 \ 0 \ I_{0-6r}]^T$ — 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 6r-7r, аналогічно можна оцінити переміщення для гомілки:

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

Для правої ступні переміщення записується як $\bar{P}_{9r} = \bar{P}_{8r} + C_{8r}^{gb} \cdot \bar{I}_{8r-9r}$.

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:

$$\bar{V}_{7r} = \bar{V}_{6r} + C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{I}_{6r-7r}), \quad (9)$$

де $\bar{V}_{6r} = \bar{V}_0$ — абсолютна швидкість тазового вузла (батьківський сегмент) в проекціях на осі навігаційної СК, яка визначається з алгоритму БІНС, чи з сигналів зовнішньої системи чи дорівнює 0 при нерухомому тазі; $C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{I}_{6r-7r})$ — вираз, що описує локальну лінійну швидкість колінного суглобу (є кінцевої точкою правого стегна) у проекціях на осі навігаційної СК; $\bar{\omega}_{6r} \times \bar{I}_{6r-7r}$ —

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 та охарактеризовану в табл. 1 та табл. 2, аналогічно до рівнянь (7)–(9) можна отримати інформацію про переміщення і лінійну швидкість елементів біомеханічної моделі скелету. Ці сигнали дозволяють сформувати корекційні сигнали і використати їх для корекції в комплексному алгоритмі.

4.3. Розробка алгоритму оцінювання кінематичних параметрів руху з використанням комплексної обробки даних. Вихідною інформацією СОПРЛ є лінійні швидкості, переміщення сегментів, кутові швидкості, прискорення сегментів та суглобові кути. Ці дані отримуються з використанням біомеханічної моделі скелету та даних з ІВМ. Сигнали з чутливих елементів ІВМ 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 ІВМ. Прискорення сегмента можна розрахувати, віднявши з показів акселерометрів ІВМ проекції прискорення сили земного тяжіння. Тобто необхідно знати орієнтацію сегмента в навігаційній системі координат.

Узагальнена схема комплексного алгоритму обробки даних на основі даних алгоритму БІНС та сигналів, отриманих на основі біомеханічної моделі, для i -го сегменту показано на рис. 3. У даній схемі використана замкнута схема комплексування БІНС на базі аперіодичного фільтра. Фільтр призначений для придушення високочастотної шумової похибки, яка міститься в сигналах, розрахованих на основі біомеханічної моделі скелету. Різницеві сигнали ΔV_{Ei} , ΔV_{Ni} , ΔV_{Ci} , Δp_{Ei} , Δp_{Ni} , Δp_{Ci} проходять через фільтр з передатною функцією виду $W(p) = \frac{1}{Tp+1}$, а далі відфільтровані сигнали $\Delta \tilde{V}_{Ei}$, $\Delta \tilde{V}_{Ni}$, $\Delta \tilde{V}_{Ci}$, $\Delta \tilde{p}_{Ei}$, $\Delta \tilde{p}_{Ni}$, $\Delta \tilde{p}_{Ci}$ використовуються в алгоритмі роботи БІНС згідно схеми на рис. 3.

У даній роботі пропонується використовувати для корекції всі наявні різницеві сигнали. У комплексному алгоритмі оцінки похибок швидкості $\Delta \tilde{V}_{Ei}$, $\Delta \tilde{V}_{Ni}$, $\Delta \tilde{V}_{Ci}$ використано для формування:

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

$$\omega_\xi = -V_N / (R+h) - k_{1e} (-\Delta \tilde{V}_{Ni}) / (R+h);$$

$$\omega_\eta = V_E / (R+h) + u \cos \phi - k_{1n} \cdot \Delta \tilde{V}_{Ei} / (R+h);$$

$$\omega_\zeta = (V_E / (R+h)) \operatorname{tg} \phi + u \sin \phi - k_{1h} \cdot (\Delta \tilde{V}_{Ei} / (R+h)) \operatorname{tg} \phi;$$

б) коректуючих сигналів з коефіцієнтом k_2 на вході інтеграторів прискорення:

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

Довжини сегментів

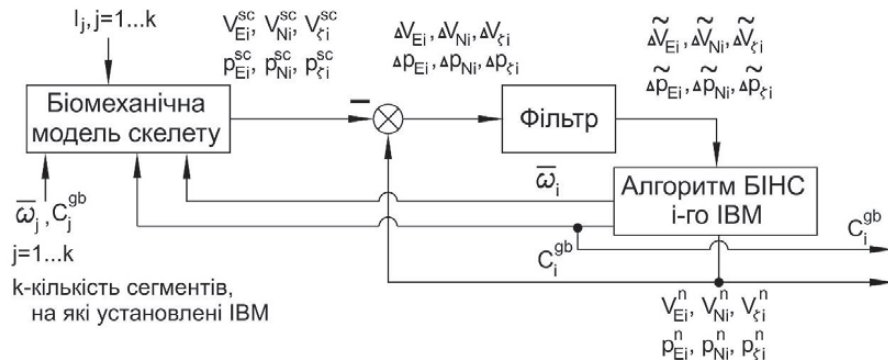


Рис. 3. Схема комплексної обробки даних в алгоритмі одного з ІВМ системи оцінки параметрів руху людини (C_j^{gb} , $\bar{\omega}_j$ — матриця напрямних косинусів ІВМ та абсолютна кутова швидкість поточного сегмента; C_j^{gb} , $\bar{\omega}_j$ — матриці напрямних косинусів ІВМ та абсолютні кутові швидкості 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 ІВМ, встановленому на поточному сегменті)

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:

$$\Delta\tilde{\phi} = \Delta\tilde{p}_{Ni} / (R + h), \quad \Delta\tilde{\lambda} = \Delta\tilde{p}_{Ei} / ((R + h) \cos \phi).$$

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

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

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

Розрахунок лінійних переміщень виконують згідно формул:

$$p_N = R(\phi - \phi_0), \\ p_E = R \cos \phi (\lambda - \lambda_0), \quad p_\zeta = h.$$

Також в розглядуваному алгоритмі враховано можливість коригування сигналів на

виході відповідних блоків по отриманих оцінках різницевоїх сигналів (на рис. 4 це показано як віднімання оцінок).

Важливим аспектом використання систем оцінки параметрів руху людини є оцінка значень суглобових кутів. Для розрахунку суглобових кутів використовується обрана біомеханічна модель скелету та дані матриць напрямних косинусів комплексних алгоритмів роботи ІВМ, що встановлені на відповідних сегментах тіла людини. Це дозволяє розрахувати суглобові кути згідно рекомендацій міжнародного товариства з біомеханіки [14].

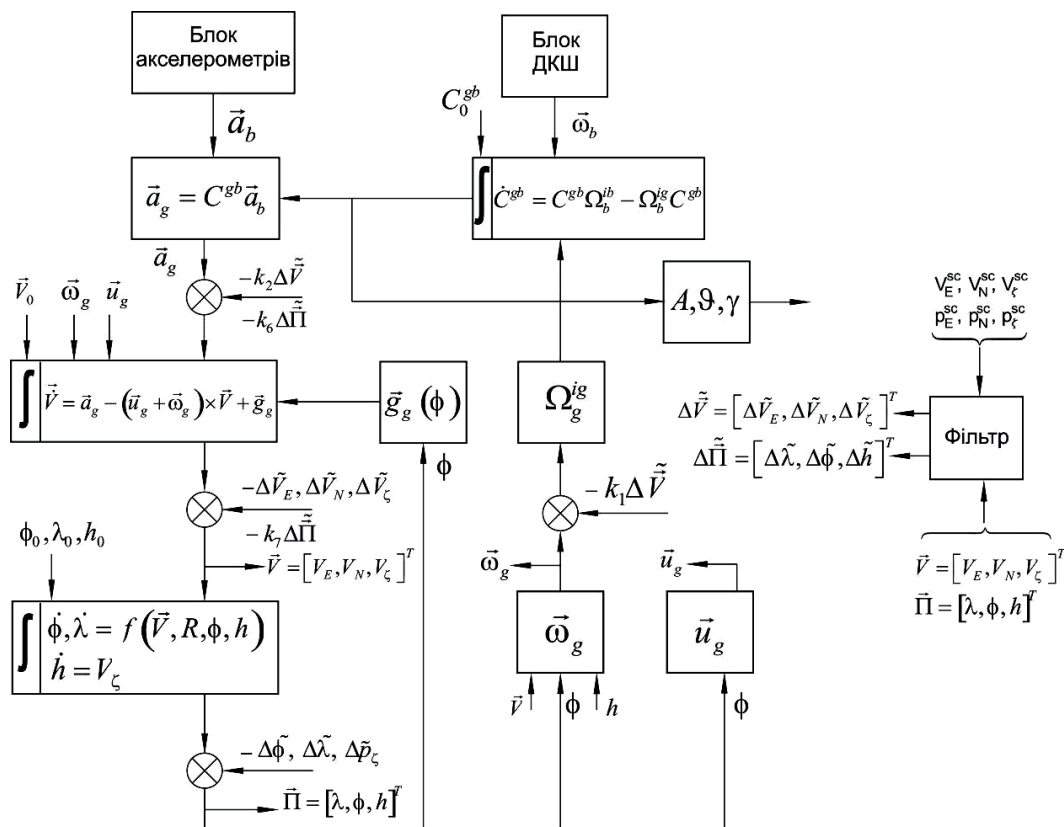


Рис. 4. Схема виконання корекції в комплексному алгоритмі роботи одного ІВМ

4.4. 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 (7)–(9), отримані на основі біомеханічної моделі. Запишемо повністю вирази для знаходження переміщення та швидкостей кінцевого вузла нижньої кінцівки (вузол 9r правої ступні):

$$\begin{aligned} \bar{P}_{9r} &= \bar{P}_{8r} + C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r} = \bar{P}_0 + C_0^{gb} \cdot \bar{l}_{0-6r} + C_{6r}^{gb} \cdot \bar{l}_{6r-7r} + \\ &+ C_{7r}^{gb} \cdot \bar{l}_{7r-8r} + C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r}; \\ \bar{V}_{9r} &= \bar{V}_{8r} + C_{8r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r}) = \bar{V}_0 + C_0^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}) + \\ &+ C_{7r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r}) + C_{8r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r}). \end{aligned} \quad (10)$$

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 (10) величини \bar{P}_0 , \bar{V}_0 дорівнюють 0.

Знайдемо рівняння похибок для виразів (10) 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 9r 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 похибок, прийmemo, що всі похибки визначення довжин сегментів однакові і становлять $\Delta l_i = 0,01$ м; похибки ДКШ оцінимо по рівню 3σ для білого шуму.

Знаючи спектральну щільність шуму та величину смуги пропускання, середньоквадратичне відхилення розраховують за формулою [15]:

$$\sigma = SD \cdot \sqrt{1,6 \cdot BW}, \quad (11)$$

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 (11) величина середньоквадратичної похибки ДКШ становить:

$$\begin{aligned} \sigma &= SD \cdot \sqrt{1,6 \cdot BW} = 0,03 \text{ °/с} / \sqrt{\text{Гц}} \cdot \sqrt{1,6 \cdot 50 \text{ Гц}} \approx \\ &\approx 0,27 \text{ °/с} \approx 4,7 \cdot 10^{-3} \text{ рад/с}. \end{aligned}$$

Тобто максимальне значення похибки ДКШ для не перевищить $\Delta \omega_{\max} = 3\sigma = 1,41 \cdot 10^{-2}$ рад/с.

Як видно з рис. 1 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 раніше приведених чутливих елементів. Оцінимо рівень впливу похибки визначення орієнтації ΔC^{gb} на сукупну похибку. Матриця ΔC^{gb} може бути записана наступним чином [7]:

$$\begin{aligned} \Delta C^{gb} &= \Psi' \cdot C^{gb} = \\ &= \begin{bmatrix} \delta \cdot c_{21}^{gb} - \alpha \cdot c_{31}^{gb} & \delta \cdot c_{22}^{gb} - \alpha \cdot c_{32}^{gb} & \delta \cdot c_{23}^{gb} - \alpha \cdot c_{33}^{gb} \\ -\delta \cdot c_{11}^{gb} + \beta \cdot c_{31}^{gb} & -\delta \cdot c_{12}^{gb} + \beta \cdot c_{32}^{gb} & -\delta \cdot c_{13}^{gb} + \beta \cdot c_{33}^{gb} \\ \alpha \cdot c_{11}^{gb} - \beta \cdot c_{21}^{gb} & \alpha \cdot c_{12}^{gb} - \beta \cdot c_{22}^{gb} & \alpha \cdot c_{13}^{gb} - \beta \cdot c_{23}^{gb} \end{bmatrix}, \end{aligned}$$

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 $\bar{l} = [0 \ 0 \ l_z]^T$:

$$\begin{aligned} \Delta C^{gb} \cdot [0 \ 0 \ l_z]^T &= \\ &= l_z \cdot [\delta \cdot c_{23}^{gb} - \alpha \cdot c_{33}^{gb} \quad -\delta \cdot c_{13}^{gb} + \beta \cdot c_{33}^{gb} \quad \alpha \cdot c_{13}^{gb} - \beta \cdot c_{23}^{gb}]^T. \end{aligned}$$

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:

$$\Delta C^{gb} \cdot [0 \ 0 \ l_z]^T = l_z \left[\sqrt{\delta^2 + \alpha^2} \quad \sqrt{\delta^2 + \beta^2} \quad \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \right]^T. \quad (12)$$

Як видно з формули (12) 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 $\Delta\alpha$:

$$\Delta\alpha = \sqrt{\delta^2 + \alpha^2} = \sqrt{\delta^2 + \beta^2} = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} = \\ = \sqrt{0,5^\circ{}^2 + 0,5^\circ{}^2} \approx 0,71^\circ \approx 0,012 \text{ рад.}$$

Оцінимо складові похибок визначення переміщення та швидкості, прийнявши наступні довжини сегментів нижньої кінцівки — $|\bar{l}_{0-6r}| = 0,2$ м; $|\bar{l}_{6r-7r}| = 0,5$ м; $|\bar{l}_{7r-8r}| = 0,5$ м; $|\bar{l}_{8r-9r}| = 0,25$ 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 $|\Delta \bar{l}_i|$:

$$|\Delta C_0^{gb} \cdot \bar{l}_{0-6r}| = \Delta\alpha \cdot |\bar{l}_{0-6r}| = 0,012 \cdot 0,2 = 0,0024 \text{ (м);}$$

$$|C_0^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{0-6r}| = |\Delta \bar{l}_{0-6r}| = 0,01 \text{ (м);}$$

$$|\Delta C_{6r}^{gb} \cdot \bar{l}_{6r-7r}| = 0,006 \text{ (м); } |C_{6r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{6r-7r}| = 0,01 \text{ (м);}$$

$$|\Delta C_{7r}^{gb} \cdot \bar{l}_{7r-8r}| = 0,006 \text{ (м); } |C_{7r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{7r-8r}| = 0,01 \text{ (м);}$$

$$|\Delta C_{8r}^{gb} \cdot \bar{l}_{8r-9r}| = 0,003 \text{ (м); } |C_{8r}^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_{8r-9r}| = 0,01 \text{ (м).}$$

Отже, загальна похибка визначення переміщення на основі біомеханічної моделі:

$$|\Delta \bar{P}_{9r}| = \sqrt{\sum_i |\Delta C_i^{gb} \cdot \bar{l}_i|^2 + \sum_i |C_i^{gb} \cdot \Delta \bar{l}_i|^2} = \\ = \sqrt{0,0024^2 + 2 \cdot 0,006^2 + 0,003^2 + 5 \cdot 0,01^2} \approx 0,024 \text{ (м). (13)}$$

Розрахуємо складові похибок визначення швидкості:

$$|\Delta C_{6r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r})| = \Delta\alpha \cdot |\bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}|_{\max} = \\ = \Delta\alpha \cdot |\bar{\omega}_{6r}| \cdot |\bar{l}_{6r-7r}| = 0,012 \cdot 3,49 \cdot 0,5 \approx \\ \approx 0,021 \text{ (м/с);}$$

$$|C_{6r}^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r} + \bar{\omega}_{6r} \times \Delta \bar{l}_{6r-7r})| = \\ = |\Delta \bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r} + \bar{\omega}_{6r} \times \Delta \bar{l}_{6r-7r}| = \\ = \sqrt{|\Delta \bar{\omega}_{6r} \times \bar{l}_{6r-7r}|_{\max}^2 + |\bar{\omega}_{6r} \times \Delta \bar{l}_{6r-7r}|_{\max}^2} = \\ = \sqrt{(|\Delta \bar{\omega}_{6r}| \cdot |\bar{l}_{6r-7r}|)^2 + (|\bar{\omega}_{6r}| \cdot |\Delta \bar{l}_{6r-7r}|)^2} = \\ = \sqrt{(1,41 \cdot 10^{-2} \cdot 0,5)^2 + (3,49 \cdot 0,01)^2} = 0,036 \text{ (м/с);}$$

$$|\Delta C_{7r}^{gb} (\bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r})| = 0,021 \text{ (м/с);}$$

$$|C_{7r}^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_{7r} \times \bar{l}_{7r-8r} + \bar{\omega}_{7r} \times \Delta \bar{l}_{7r-8r})| = 0,036 \text{ (м/с);}$$

$$|\Delta C_{8r}^{gb} \cdot (\bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r})| \approx 0,01 \text{ (м/с);}$$

$$|C_{8r}^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_{8r} \times \bar{l}_{8r-9r} + \bar{\omega}_{8r} \times \Delta \bar{l}_{8r-9r})| \approx 0,035 \text{ (м/с).}$$

Тепер можна оцінити загальну похибку визначення швидкості на основі біомеханічної моделі:

$$|\Delta \bar{V}_{9r}| = \sqrt{\sum_i |\Delta C_i^{gb} \cdot (\bar{\omega}_i \times \bar{l}_i)|^2 + \sum_i |C_i^{gb} \cdot (\Delta \bar{\omega}_i \times \bar{l}_i + \bar{\omega}_i \times \Delta \bar{l}_i)|^2} = \\ = \sqrt{2 \cdot 0,021^2 + 2 \cdot 0,036^2 + 0,01^2 + 0,035^2} \approx 0,069 \text{ (м/с). (14)}$$

Аналогічно (13), (14), 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. 1. Отримаємо наступний результат:

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

Ці результати добре узгоджуються з експериментальними результатами, котрі доступні у роботі [16]. Отримані значення похибок являються значенням випадкових похибок на рівні 3σ . Виконуючи моделювання роботи комплексного алгоритму, даний результат можна використати для задання рівня дисперсії випадкових похибок розрахунку швидкостей та переміщень з використанням біомеханічної моделі скелету людини.

5. Результати дослідження похибок комплексного алгоритму роботи

Дослідження розробленого алгоритму проводилося шляхом його чисельного моделювання. Моделювання роботи алгоритму виконувалося для одного ІВМ. 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 (рис. 5). 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 [7].

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

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

$$\gamma = \gamma_m \sin(\omega_3 t + \varepsilon_3),$$

де $A_m, \vartheta_m, \gamma_m$ — амплітуди кутового руху по кутам курсу, тангажа та крену; $\omega_1, \omega_2, \omega_3$ — кутові частоти хитавиці; $\varepsilon_2, \varepsilon_3$ — зсуви фаз. Для моделювання кутового руху було обрано наступні параметри: $A_m = 20^\circ, \vartheta_m = 5^\circ, \gamma_m = 15^\circ, \omega_1 = 1,26 \text{ c}^{-1}, \omega_2 = 2,52 \text{ c}^{-1}, \omega_3 = 0,8 \text{ c}^{-1}$.

$$\omega_\zeta = \omega_{\zeta m} \sin(\omega_6 t + \varepsilon_6),$$

де $\omega_{Em}, \omega_{Nm}, \omega_{\zeta m}$ — амплітуди гармонічних законів зміни прискорення.

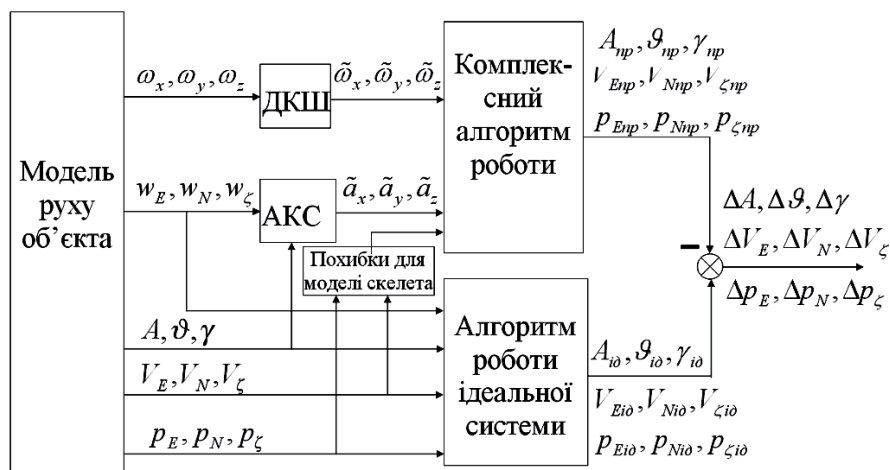


Рис. 5. Схема моделювання похибок комплексного алгоритму роботи одного IBM

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

$$V_E = V_{E0} + \int_0^t \omega_E dt, \quad V_N = V_{N0} + \int_0^t \omega_N dt, \quad V_\zeta = V_{\zeta0} + \int_0^t \omega_\zeta dt.$$

Відносні прискорення задавалися наступним чином:

$$\omega_E = \omega_{Em} \sin \omega_4 t, \quad \omega_N = \omega_{Nm} \sin(\omega_5 t + \varepsilon_5),$$

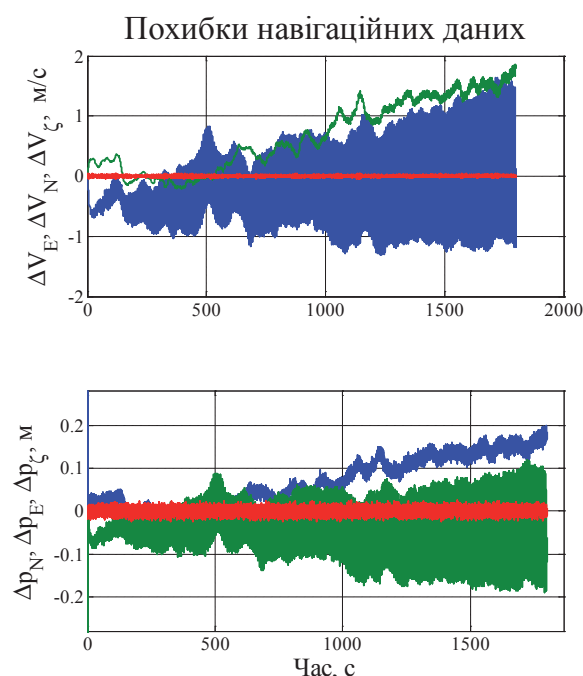
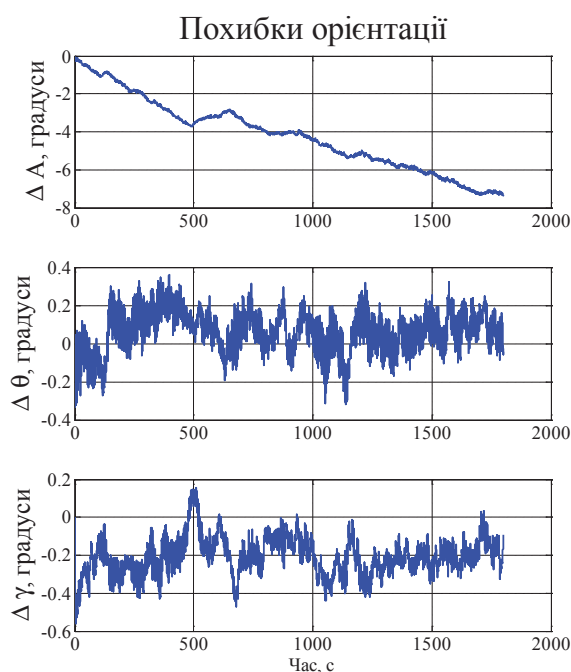


Рис. 6. Похибки визначення орієнтації $\Delta A, \Delta \vartheta, \Delta \gamma$, швидкості $\Delta V_E, \Delta V_N, \Delta V_\zeta$ та позиції $\Delta p_N, \Delta p_E, \Delta p_\zeta$ одним IBM при використанні комплексного алгоритму (коректуючі впливи: $k_{1e} = -2000; k_{1n} = -4000; k_{1h} = -2000; k_{2e} = 0,1; k_{2n} = 0,1; k_{2h} = 0,1; k_{6e} = 0; k_{6n} = 0; k_{6h} = 10; k_{7\phi} = 10; k_{7\lambda} = 10; k_{7h} = 10$; відсутні відфільтровані коректуючі сигнали на виходах інтеграторів швидкостей та позиційних даних)

При моделюванні похибок алгоритму обмежимося заданням тільки північної складової прискорення на рівні 10 м/с^2 з частотою 1 c^{-1} .

Всі інші необхідні дані для повноцінної роботи алгоритмів отримувалися відповідно до рекомендацій, приведених в [7].

Результати моделювання похибок комплексного алгоритму роботи при застосуванні різних коректуючих сигналів приведені на рис. 6–8.

Похибки роботи комплексного алгоритму для обраних коефіцієнтів корекції приведені в табл. 3.

Похибки системи, записані в табл. 3, оцінювалися шляхом розрахунку середніх значень \bar{x} , середньоквадратичних похибок σ , максимальних значень похибок M та величин дрейфу d відповідних похибок.

У графі «коефіцієнти корекції» у табл. 3 приведено коефіцієнти коректуючих впливів по відповідних каналах. Використання оцінок швидкостей та переміщень для корекції алгоритму на виході інтеграторів описує граф «Віднімання оцінок (так/ні)».

Якщо використовувалася дана складова корегування алгоритму, то в табл. 3 окрім слова «так», записано значення сталої часу фільтра T_ϕ .

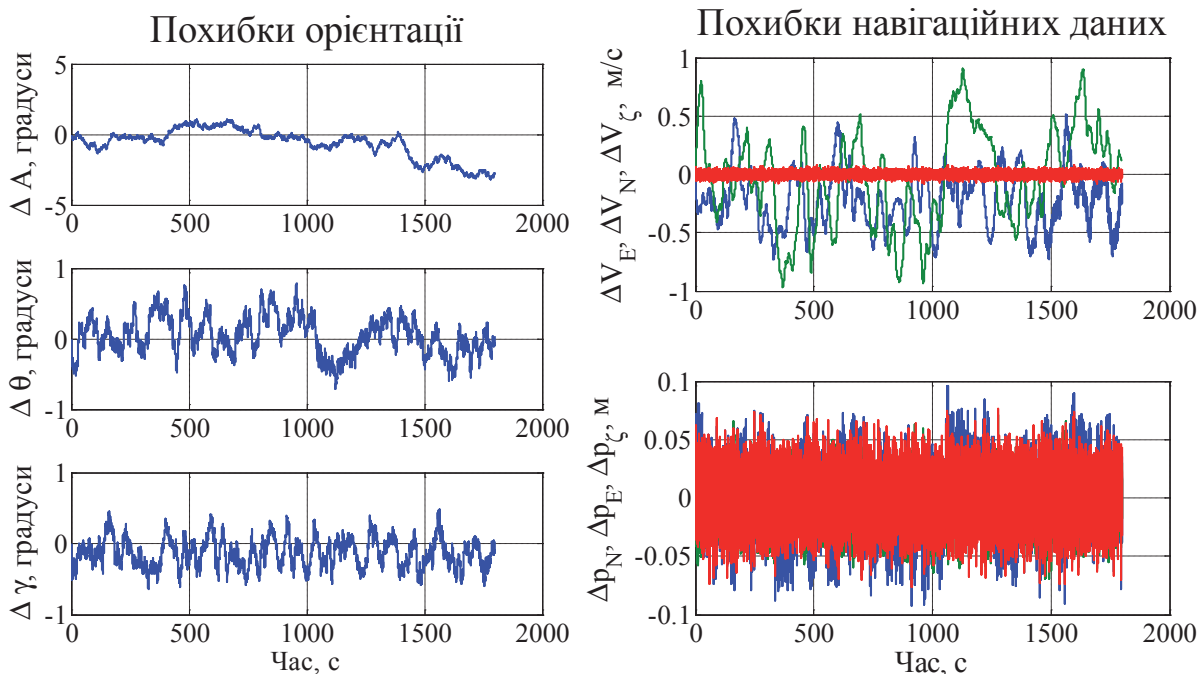


Рис. 7. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВМ при використанні комплексного алгоритму (коректуючі впливи: коректуючі впливи: $k_{1e} = -2000$; $k_{1n} = -4000$; $k_{1h} = -2000$; $k_{2e} = 0,1$; $k_{2n}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

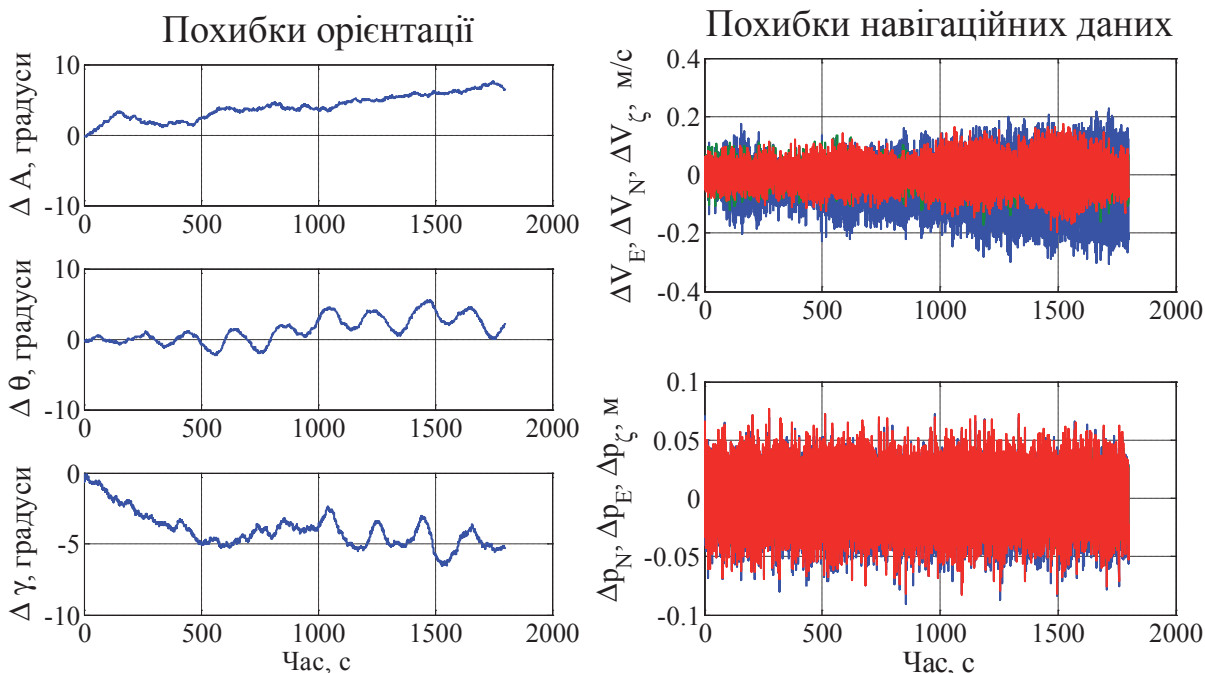


Рис. 8. Похибки визначення орієнтації ΔA , $\Delta \theta$, $\Delta \gamma$, швидкості ΔV_E , ΔV_N , ΔV_ζ та позиції Δp_N , Δp_E , Δp_ζ одним ІВМ при використанні комплексного алгоритму (коректуючі впливи: коректуючі впливи: $k_{1e} = -2000$; $k_{1n} = -4000$; $k_{1h} = -2000$; $k_{2e} = 0,1$; $k_{2n} = 0,1$; $k_{2h} = 0,1$; $k_{6e} = 0$; $k_{6n} = 0$; $k_{6h} = 10$; $k_{7\phi} = 10$; $k_{7\lambda} = 10$; $k_{7h} = 10$; наявні коректуючі сигнали на виходах інтеграторів швидкостей та позиційних даних)

Таблиця 3

Похибки розрахунку параметрів руху комплексним алгоритмом

Коефіцієнт корекції	Віднімання оцінок (так/ні)		Похибки				
	Швидкість	Позиція коорд.	Тип	Середнє значення \bar{x}	СКВ σ	Дрейф d	M
$k_{1e} = k_{1h} = -2000,$ $k_{1n} = -4000,$ $k_2 = 0,1,$ $k_{6e} = k_{6n} = 0,$ $k_{6h} = 10,$ $k_7 = 10$	Ні	Так $T_\Phi = 5$	ΔA	$0,07^\circ$	$0,97^\circ$	$0,001^\circ/\text{с}$	$2,68^\circ$
			$\Delta \vartheta$	$0,05^\circ$	$0,3^\circ$	\emptyset	$0,93^\circ$
			$\Delta \gamma$	$-0,15^\circ$	$0,23^\circ$	\emptyset	$0,88^\circ$
			ΔV_E	$-0,22 \text{ м/с}$	$0,26 \text{ м/с}$	\emptyset	$0,8 \text{ м/с}$
			ΔV_N	$-0,04 \text{ м/с}$	$0,5 \text{ м/с}$	\emptyset	$1,4 \text{ м/с}$
			ΔV_ζ	$0,0006 \text{ м/с}$	$0,02 \text{ м/с}$	\emptyset	$0,09 \text{ м/с}$
			Δp_N	$-0,0008 \text{ м}$	$0,027 \text{ м}$	\emptyset	$0,12 \text{ м}$
			Δp_E	$-0,005 \text{ м}$	$0,02 \text{ м}$	\emptyset	$0,09 \text{ м}$
Δp_ζ	$0,0003 \text{ м}$	$0,02 \text{ м}$	\emptyset	$0,09 \text{ м}$			

6. 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. 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 сигналах 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, зменшує дисперсію випадкової похибки. Вдалий підбір коефіцієнта k_2 дозволяє знизити швидкість наростання похибки визначення кута курсу, 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.

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 корек-

туючого 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. 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 (рис. 6) 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 $6 \cdot 10^{-4}^\circ/\text{с}$ (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 корегуючих 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 $\Delta \tilde{p}_{Ei}$, $\Delta \tilde{p}_{Ni}$,

$\Delta\tilde{r}_{\zeta_i}$ на виході інтеграторів позиційних даних (рис. 8) 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. У ході подальших досліджень було виявлено, що спостережуваний дрейф 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.

Використання всього комплексу коректуючих сигналів з коефіцієнтами k_1 , k_2 , k_6 , k_7 та оцінок похибок переміщень (рис. 7) відносно випадку без використання оцінок похибок переміщень дозволяє зменшити рівень середньоквадратичної похибки визначення переміщень сегмента тіла людини комплексним алгоритмом до рівня $\sigma_p = 0,02$ м.

7. Висновки

Розроблено комплексний алгоритм роботи одного інерціального вимірювального модуля системи оцінки параметрів руху людини. Для корегування наростаючих в часі похибок БНС було використано інформацію про біомеханічну модель скелета, на основі якої було сформовано корекційні сигнали. Запропонований алгоритм вперше застосовано для оцінки кінематичних параметрів руху людини.

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 ІВМ показало нечутливість алгоритму до збурень, які викликають відносні прискорення об'єкта.

Введення коректуючих сигналів на основі біомеханічної моделі скелету дозволило значно підвищити точність визначення орієнтації відносно випадку роботи звичайного алгоритму БНС. Похибки визначення кутів крену і тангажу у комплексному алгоритмі не перевищували $0,8^\circ$. Отримані похибки менші ніж значення відомі з літератури. 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 позиційних даних, тобто на виходах інтеграторів позиційних даних віднімати оцінку похибки переміщень.

Результати дослідження запропонованого комплексного алгоритму роботи одного ІВМ для інерціальної системи оцінки параметрів руху людини показали ефективність його застосування для оцінки параметрів орієнтації та переміщень сегмента при прискореному русі. Точність визначення швидкостей сегмента комплексним алгоритмом є задовільною, так як середньоквадратична похибка швидкостей більша в декілька раз за середньоквадратичну похибку визначення швидкості на основі біомеханічної моделі. А тому для оцінки швидкостей сегмента раціональніше використовувати значення,

отримані з розрахунку на основі біомеханічної моделі скелету та куткових параметрів руху сегмента.

Література

- Zhou, H. Human motion tracking for rehabilitation – A survey [Text] / H. Zhou, H. Hu // Biomedical Signal Processing and Control. – 2008. – Vol. 3, № 1. – P. 1–18. doi:10.1016/j.bspc.2007.09.001
- Chen, X. Human Motion Analysis with Wearable Inertial Sensors [Electronic resource]: PhD diss. / X. Chen. – University of Tennessee, 2013. – Available at: \www/URL: http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/2407
- Sigal, L. Humaneva: Synchronized video and motion capture dataset for evaluation of articulated human motion [Text]: Technical Report CS-06-08 / L. Sigal, M. J. Black. – Brown University, 2006. – 120 p. doi:10.1.1.84.1104
- Roetenberg, D. Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors [Text]: Technical Report / D. Roetenberg, H. Luinge, P. Slycke. – Xsens Motion Technologies BV, 2009. – 9 p. doi:10.1.1.569.9604
- 3DSuit Motion Capture System [Electronic resource] // Inertial Labs. – 2015. – Available at: \www/URL: http://inertiallabs.com/3dsuit.html. – 15 January 2016.
- Bebek, O. Personal Navigation via High-Resolution Gait-Corrected Inertial Measurement Units [Text] / O. Bebek, M. A. Suster, S. Rajgopal, M. J. Fu, X. Huang, M. C. Cavusoglu et al. // IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. – 2010. – Vol. 59, № 11. – P. 3018–3027. doi:10.1109/tim.2010.2046595
- Мелешко, В. В. Бесплатформенные инерциальные навигационные системы [Текст]: учеб. пособие / В. В. Мелешко, О. И. Нестеренко. – Кировоград: Политедсервис, 2011. – 172 с.
- Sabatini, A. M. Quaternion-based strap-down integration method for applications of inertial sensing to gait analysis [Text] / A. M. Sabatini // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2005. – Vol. 43, № 1. – P. 94–101. doi:10.1007/bf02345128
- Fourati, H. A Nonlinear Filtering Approach for the Attitude and Dynamic Body Acceleration Estimation Based on Inertial and Magnetic Sensors: Bio-Logging Application [Text] / H. Fourati, N. Manamanni, L. Afifal, Y. Handrich // IEEE Sensors Journal. – 2011. – Vol. 11, № 1. – P. 233–244. doi:10.1109/jсен.2010.2053353
- Лаккоза, С. Л. Побудова курсорвертикалі з розділенням каналів корекції. Частина 2: Алгоритми корекції [Текст] / С. Л. Лаккоза, В. В. Мелешко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2014. – № 48. – С. 2–11.
- Luinge, H. J. Ambulatory measurement of arm orientation [Text] / H. J. Luinge, P. H. Veltink, C. T. M. Baten // Journal of Biomechanics. – 2007. – Vol. 40, № 1. – P. 78–85. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.11.011
- Yang, H. A calibration process for tracking upper limb motion with inertial sensors [Text] / H. Yang, J. Ye // 2011 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. – Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE), 2011. – P. 618–623. doi:10.1109/icma.2011.5985732
- Chen, P. Real-Time Human Motion Capture Driven by a Wireless Sensor Network [Text] / P. Chen, J. Li, M. Luo, N. Zhu // International Journal of Computer Games Technology. – 2015. – Vol. 2015. – P. 1–14. doi:10.1155/2015/695874
- Wu, G. 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 [Text] / G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. (DirkJan) Veeger, M. Makhssous, P. Van Roy, C. Anglin et al. // Journal of Biomechanics. – 2005. – Vol. 38, № 5. – P. 981–992. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Precision $\pm 1.7g$, $\pm 5g$, $\pm 18g$ Single-/Dual-Axis iMEMS Accelerometer ADXL103/ADXL203 [Electronic resource]. – Norwood: Analog Devices Inc., 2004. – Available at: \www/URL: www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL103_203.pdf
- Yuan, Q. Method to calibrate the skeleton model using orientation sensors [Text] / Q. Yuan, I.-M. Chen, A. W. Sin // 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation. – Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE), 2013. – P. 5297–5302. doi:10.1109/icra.2013.6631335

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ КОМПЛЕКСНОГО АЛГОРИТМА ИНЕРЦИАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ДВИЖЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Представлена биомеханическая модель скелета человека. Разработан комплексный алгоритм оценки кинематических параметров движения человека для одного инерциального измерительного модуля. Описано формирование корректирующих сигналов для комплексного алгоритма. Выполнена аналитическая оценка уровня случайной погрешности расчета скорости и перемещений на основе биомеханической модели. Исследовано влияние коррекционных сигналов на точность алгоритма. Показана эффективность работы алгоритма.

Ключевые слова: биомеханическая модель скелета, оценка параметров движения, комплексный алгоритм, БИНС.

Лакоза Сергій Леонідович, асистент, кафедра приладів і систем орієнтації та навігації, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», Україна, e-mail: hakserg@rambler.ru.

Мелешко Владислав Валентинович, кандидат технічних наук, доцент, кафедра приладів і систем орієнтації та навігації, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», Україна.

Лакоза Сергей Леонидович, ассистент, кафедра приборов и систем ориентации и навигации, Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», Украина.

Мелешко Владислав Валентинович, кандидат технических наук, доцент, кафедра приборов и систем ориентации и навигации, Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», Украина.

Lakozha Sergiy, National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Ukraine, e-mail: hakserg@rambler.ru.

Meleshko Vladislav, National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Ukraine

УДК 006.91:004.942

DOI: 10.15587/2312-8372.2016.59836

**Савельєва О. С.,
Прокопович І. В.,
Шмараєв О. В.,
Духаніна М. О.,
Кошулян С. В.,
Саух І. А.**

РОЗРОБКА МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ЯКОСТІ ЗЧЕПЛЕННЯ МІЖ ЕЛЕМЕНТАМИ СТАЛЕВО-АЛЮМІНІЄВИХ ВИЛИВКІВ

Розроблено метрологічне забезпечення автоматизованої системи управління литтям під тиском біметалевих сталєво-алюмінієвих виливків. Запропоновані методи та засоби безпосереднього вимірювання проміжного (розподіл температури по поверхні сталєвої частини перед заливкою) та кінцевого (якість зчеплення) параметрів управління. Запропоновані методи та засоби вимірювання цих параметрів. Результати роботи впроваджені в ливарне виробництво із позитивним технічним ефектом.

Ключові слова: метрологічне забезпечення вимірювання, біметалічні виливки, розподіл температури, якість зварюваності елементів.

1. Вступ

Як правило, конструкційні деталі, що виготовлені з одного металу, неоптимальні з точки зору співвідношення їхньої форми та маси із механічними властивостями, хімічною стійкістю, характеристиками зношування, тощо. Значні недоліки мають «моносплави» при спробах одночасно розв'язати подвійні, а то і потрійні завдання, наприклад, забезпечити деякій деталі необхідну міцність при високій теплопровідності та низькій вартості. Яскравим прикладом такого завдання є спроба зробити такий радіатор водяного опалення, щоб він мав максимальну тепловіддачу від водяного контуру до оточуючого середовища, витримував механічне навантаження від тиску рідини і відносно невелику масу та дозволяв щільне різьбове з'єднання із системою.

Задовільнення таких суперечливих вимог можливе тільки шляхом використання біметалевих виробів опалення, в яких міцна сталєва внутрішня труба вбудована (наприклад, залита) у зовнішній шар з відносно

м'якого, але теплопровідного алюмінію. При виготовленні таких деталей різко збільшуються вимоги до культури виробництва і, у першу чергу, до суворого втримання параметрів процесу в жорстких заданих межах. В цих умовах на перший план виходить потреба в методах та засобах точного вимірювання цих параметрів, що й обґрунтовує актуальність проведеного дослідження.

2. Аналіз літературних даних і постановка проблеми

За основу аналізу візьмемо метрологічне забезпечення системи управління технологічним процесом лиття під тиском біметалевих виливків, описане в [1]. В відомому методі виділено дві «точки вимірювань», результати яких задіяні в системі зворотного зв'язку АСУ біметалевим литтям, — це оцінка температури поверхні сталєвої вставки перед заливкою алюмінієм [2] та руйнівний метод оцінювання зварюваності компонентів біметалу, який полягає в поперечному перерізанні виливка,