

ТЕОРІЯ ТА ПРАКТИКА НАВІГАЦІЙНИХ ПРИЛАДІВ І СИСТЕМ

УДК 531.3:629.7.05

РОЗРОБКА ІНЕРЦІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЗАХОПЛЕННЯ РУХУ ЛЮДИНИ*Літош А. М., Лакоза С. Л.**Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна**E-mail: a_litosh@ukr.net*

У роботі висвітлено основні етапи розробки інерціальної системи захоплення руху людини (СЗРЛ). У роботі розглянуто існуючі методи захоплення руху, що використовують різні фізичні принципи роботи. Зроблено аналіз існуючих інерціальних систем захоплення руху. В якості альтернативи використанню дорогих промислових зразків, запропоновано використання власної системи захоплення руху для цілей лабораторних досліджень. У статті приведена концепція розроблюваної системи. Описано склад апаратної частини інерціального вимірювального модуля, етапи функціонування мікропрограми контролера. Описано використані методи калібрування датчиків, приведені характеристики точності модуля безплатформної курсовертикалі (БКВ). Розроблена система має малі габарити інерціальних вимірювальних блоків, які є автономними та використовують для комунікації технології бездротового зв'язку. Для оцінки орієнтації об'єктів установки використано алгоритм, який зменшує обчислювальне навантаження на контролер. Розроблена СЗРЛ дозволяє гнучко її налаштувати під різного роду специфічні задачі; відкриває можливість інтеграції в інші системи.

Ключові слова: *безплатформна курсовертикаль, алгоритми, захоплення руху, енергоефективність.*

Вступ

Системи захоплення руху людини (СЗРЛ) стають невід'ємною частиною процесу розробки людиноподібних роботів, при дослідженнях кінематики руху тіла, під час реабілітації після травм, у спортивних дослідженнях, кінематографі [1-3]. Основні підходи щодо створення СЗРЛ можна класифікувати на кілька категорій по застосовуваному фізичному принципу роботи: оптичні маркерні системи, оптичні безмаркерні (використовують принцип комп'ютерного зору), інерціальні, магнітоелектричні, механічні та акустичні.

Механічні системи такі, як Gypsy [4], використовують зовнішній екзоскелет, котрий одягається на тіло людини. За допомогою гоніометричних датчиків вимірюється відносне кутове положення сегментів скелету. Подальша обробка на персональному комп'ютері дає можливість відтворити статуру тіла. Такі системи мають відносно низьку вартість та не потребують спеціальних умов для проведення дослідів. Значний їх недолік – штучний екзоскелет, одягнутий на тіло, скоує та ускладнює відтворення природних рухів. Ця особливість знижує ефективність використання механічних систем.

Оптичні СЗРЛ, такі, як Vicon, Qualisys чи OptiTrack, використовують світловідбивні або світловипромінюючі маркери, котрі розміщені у певних точках на об'єкті дослідження. Для проведення досліджень необхідна спеціальна студія, периметр котрої оточений спеціальними швидкісними камерами (виступають у ролі чутливих елементів). Камери записують положення маркерів під час руху. Три-

вимірне відносне положення точок знаходиться шляхом обробки зображення [5]. Оптичні системи отримали популярність через їхню велику точність відносно систем іншого типу. Вони широко застосовуються у комп'ютерній анімації та кінематографі. Недоліки – це велика вартість системи, підвищені вимоги до навколишнього середовища, ускладнена робота поза межами студії, неможливість захоплення високо динамічних рухів через можливість перекриття маркерів тілом або іншими об'єктами. Через велику кількість даних, записаних камерами, майже унеможливується використання таких систем в режимі реального часу.

Пасивні оптичні системи, на відміну від активних, побудовані на принципі аналізу зображень та машинного зору. Такі системи використовують у випадках, коли для дослідження доступна лише картинка зі статурою досліджуваного об'єкту та немає можливості закріпити спеціальну камеру для відстеження руху [6-8]. У даний час відбувається стрімкий розвиток нейромереж, що підвищує інтерес до систем такого типу. Проте дані системи потребують великих обчислювальних ресурсів для свого використання і не дають змоги оцінити необхідні для досліджень параметри руху з достатньою точністю в режимі реального часу. Використання пасивних оптичних систем ускладнюється під час запису складних рухів, у моменти перекриття сегментів тіла, наприклад, при повороті тулуба, ходьбі, тощо.

У сфері біомеханіки, все частіше використовуються інерціальні СЗРЛ [9], як альтернатива оптичним та магнітним СЗРЛ. Інерціальні СЗРЛ мають

наступні переваги: малі габарити, можливість роботи поза лабораторними умовами у різних типах навколишнього середовища, достатньо висока точність. Такі системи набули популярності у сфері біомеханіки та медицини. На відміну від аналогів, даний підхід не заважає людині виконувати складні рухи (тобто вони є природними) та не має недоліків, пов'язаних з перекриттям сегментів. Наприклад, для дослідження ходи людини Ferrati та ін. [10] використовували саме інерціальну систему.

Під інерціальними вимірюваннями розуміють визначення абсолютної орієнтації тіла в опорній системі координат (зазвичай, в географічній системі координат). У географічній системі координат (ГСК) опорними напрямками приймають напрямок на магнітну північ та напрямок місцевої вертикалі. Для визначення орієнтації використовують інерціальні вимірювальні блоки (ІВБ), що складаються з 3 типів датчиків (магнітометр, акселерометр, гіро-

скоп). Покази датчиків поєднуються за допомогою спеціальних алгоритмів, для оцінки орієнтації ІВБ у просторі. Можливість визначення орієнтації сегментів тіла людини досягається шляхом прикріплення ІВБ безпосередньо до сегментів тіла в спеціальних точках. Для оцінки відносного положення одного суглоба використовується щонайменше 2 модулі ІВБ.

Огляд попередніх досліджень та розробок інерціальних систем захоплення руху

На ринку існує декілька провідних виробників інерціальних СЗРЛ: Xsense [11], InertialLab [12], APDM [13] (порівняльні характеристики приведені в **Ошибка! Неизвестный аргумент ключа.**). У системах всіх трьох виробників використовуються ІВБ, в які інтегровані акселерометри, магнітометри та датчиків кутової швидкості (ДКШ).

Таблиця 1. Порівняльна таблиця найпопулярніших інерціальних СЗРЛ.

	XsensMTw	InertialLabs OSv3	APDM Opal
Кількість ІВБ (характеристики)	2-32 шт. (± 2000 град/с; $\pm 16g$; $\pm 1.9Gc$)	4-17 шт. ($\pm 1200/\pm 2000$ град/с; $\pm 2g/\pm 16g$; $\pm 2Gc$)	2-24 шт. (± 2000 град/с; $\pm 2g/\pm 6g$; $\pm 6Gc$)
Точність ІВБ в статичі	Курс: 1° Крен, тангаж: 0.5°	Курс: 1° Крен, тангаж: 0.2°	Курс: 1.5° Крен, тангаж: 1.15°
Точність ІВБ в динаміці (СКВ)	Курс -1.5° Крен, тангаж -0.75°	Курс $< 2^\circ$ Крен, тангаж -1°	2.8°
Наявність бездротового зв'язку	Так, ISM 2.4 GHz	Так, WIFI 802.11a/b/g/n або Bluetooth	Так, 2.4 GHz
Радіус роботи в приміщенні/відкрита місцевість (м)	10/20	50	10/30
Частота опитування датчиків (Гц)	1800	1000	1280
Частота видачі сигналу (Гц)	20-120	60	20-128
Затримка (мс)	30	20	30
Вихідні дані	• Кути орієнтації • Сигнали з ІВБ	• Кути орієнтації • Сигнали з ІВБ	• Кути орієнтації • Сигнали з ІВБ
Формати вихідних даних	• ASCII (XML) • C3D • BVH, FBX • Movie (AVI, M4V)	• BVH files	• BVH files • C3D • HDF5 • CSV
Середовища розробки	• MT SDK • MATLAB • C/C++/C# • LabView	• SDK • MATLAB • Unity • MotionBuilder	• OPAL SDK • MATLAB • Java, C, C++ • Blender

Для забезпечення обміну інформацією між блоками та головним приладом, системи можуть

використовувати як дротове з'єднання, так і бездротове. Більшість систем дають можливість дослі-

дження одразу декількох об'єктів одночасно. Одна з переваг систем на ІВБ – відсутня залежність від впливу навколишнього середовища (не потрібно створювати лабораторні умови). Деякі зразки можна використовувати навіть під водою [12].

Однак, для відстеження абсолютного переміщення людини, недостатньо використовувати лише ІВБ. У такому випадку системи комплексуються з додатковими датчиками, або використовують алгоритми розпізнавання переміщення тіла людини у відкритому просторі. Зазвичай, для навігації у просторі на відкритій місцевості використовують GPS [14]. У приміщеннях, або у випадках коли сигнал GPS недоступний, системи комплексуються з оптичними приладами (3DSuitMotionCapture – InertialLabs), барометрами [15] та алгоритмами, що дозволяють рахувати кількість кроків [16].

Існує багато досліджень точності готових рішень [16, 17]. Використання промислових зразків СЗРЛ не завжди є зручним. Через закритість вихідного коду, програмного забезпечення та алгоритмів кінцевому користувачу доступний лише той функціонал, що заклад розробник. Практично відсутня можливість гнучкого налаштування системи. Дуже часто виникають потреби використання таких систем у спеціальних умовах, наприклад, під водою або на тваринах. Виробники не можуть гарантувати стабільної роботи системи при всіх зовнішніх умовах, тому виникають питання щодо точності й достовірності отриманих даних. Також ці системи не дають змоги використовувати власні алгоритми, котрі можна оптимізувати під використовуване апаратне

забезпечення. Також, майже неможливо інтегрувати систему у вже існуючі специфічні програми та системи.

Існує два шляхи вирішення цього питання: звертатися в підтримку виробника та за додаткові кошти замовляти необхідні опції, або розробляти свою власну СЗРЛ. Паралельно комерційним системам ведуться також розробки лабораторних зразків, такі, як Pedalvatar та ін. [18, 19, 20]. У даній статті представлено повний цикл розробки інерціальної СЗРЛ: від вибору чутливих елементів, алгоритму оцінки орієнтації до обробки отриманих даних та їх візуалізації [21].

Концепція розроблюваної інерціальної системи захоплення руху

Прилад, у котрому встановлені датчики ІВБ та обчислюючий пристрій, отримав назву безплатформа курсовертикаль (БКВ), (англ. Attitude and Heading Reference Systems). Представлений прототип СЗРЛ складається із автономних БКВ, базового бездротового приймача, підсистеми збору даних та відтворення анімації. Приклад системи показаний на рис. 1. Кожна із автономних БКВ має власне джерело живлення, датчики, модуль обрахунку орієнтації та радіопередавач. Програмне забезпечення персонального комп'ютера виконує опитування БКВ та зберігає дані в пам'яті модуля. По завершенню опитування, інформація передається на обробку алгоритму перерахунку отриманих даних для візуалізації, або записується в файл.

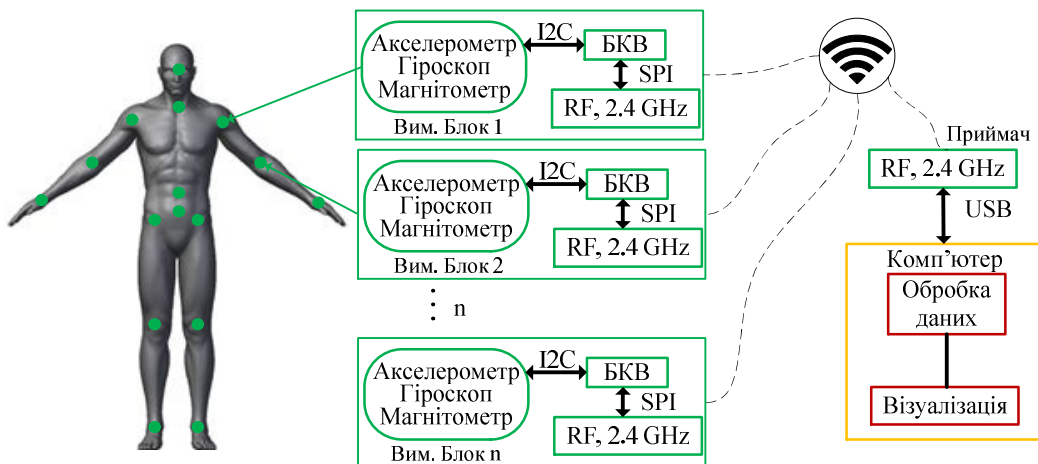


Рис. 1. Структурно-функціональна схема інерціальної системи захоплення руху

Апаратна частина

Модуль БКВ складається із чотирьох головних частин: системи контролю стабілізованого живлення та контролем живлення, ІВБ, радіопередавача. У якості обчислювального ядра було обрано мікроконтролер ATmega328p – 8-бітний RISC-контролер, котрий працює на частоті 16МГц. У системі передбачена безпосередня комунікація БКВ з персональним комп'ютером та можливість оновлення програ-

мною забезпечення (ПЗ) мікроконтролера. Комунікація здійснюється за допомогою послідовного порту UART, використовуючи перетворювач USB–UART FTDI 232RL. ІВБ створений шляхом поєднання на одній платі наступних датчиків: ДКШ ITG3205 компанії TDK (InvenSense), акселерометра ADXL345L (AnalogDevices) та магнітометра HMC5883L компанії Honeywell. Кожен датчик має три взаємноперпендикулярні вісі чутливості. Їх

комбінація дає можливість визначити напрямок на магнітну північ та напрямок місцевої вертикалі.

Перед використанням чутливих елементів була проведена калібрівка ДКШ та акселерометра за методикою, описаною в [22]. Калібрування магнітометрів проводиться при кожному новому запуску системи. Алгоритм знаходження масштабних коефіцієнтів та змісень нуля описано в [23]. Після калібру-

ки отримали таку точність датчиків: похибка визначення курсу в статистиці сягає $\pm 1.2^\circ$; похибка визначення кутів крен та тангажу $\pm 0.6^\circ$; похибка визначення кутової швидкості ± 1 град/с. Графіки похибок відкаліброваних датчиків та БКВ показані на рис. 2.

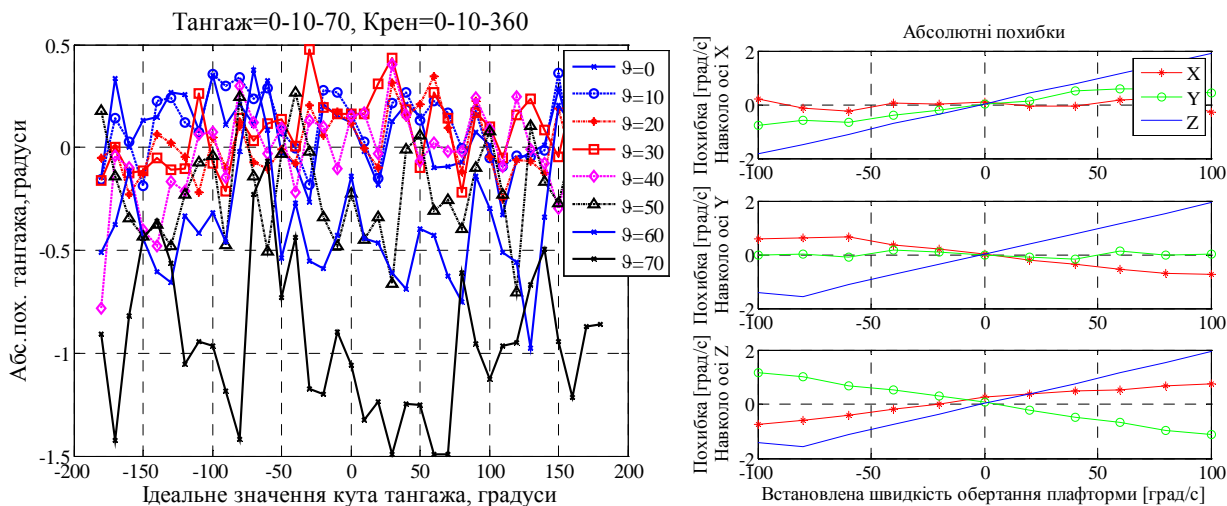


Рис. 2. Похибки БКВ та похибки ДКШ ІВБ після калібрування

Інерціальні датчики комунікують з мікроконтролером, використовуючи послідовну шину I²C. Кожен із чутливих елементів має свій унікальний адрес. Перша фаза роботи програмного забезпечення мікроконтролера – зчитування даних з чутливих елементів. Під час цього етапу мікроконтролер відправляє команду зчитування даних датчику та переходить у режим приймача. Після верифікації адреси, відповідний датчик повертає значення внутрішнього буферу з даними. Після збору всієї необхідної інформації, програма переходить у фазу оцінки орієнтації, використовуючи алгоритм БКВ. Третя фаза – підготовка пакету даних до бездротової передачі та безпосередньо сама передача на приймач. Кожна послідовка кодується та на неї нараховується контрольна сума CRC4. У кінці послідовки надсилається запит АСК. Приймач надішле сигнал АСК до передавача лише у випадку, коли приймач правильно де-

кодує послідовку та зійдеться сума CRC4. У випадку, якщо послідовка декодувалася не вірно, передавач буде намагатися надіслати інформацію до тих пір, поки не отримає АСК чи алгоритм БКВ не оновить дані. В якості безпроводного передатчика використовується прийомо-передатчик NRF24101+ компанії Nordic Semiconductor.

В якості джерела живлення у модулі БКВ використовується Li-Po акумуляторна батарея. Ємність батареї становить 1000мАгод і забезпечує до 28 годин безперервної роботи системи при споживаному струмі 35 мА. Вимірювання сили струму споживання проводились прецизійним приладом AgilentB2902. Зарядка акумуляторної батареї пристрою виконується через контролер живлення шляхом під'єднання USB-кабелю. Розроблений модуль показано на рис. 3.

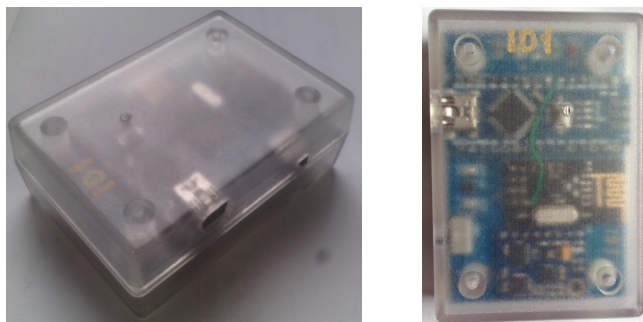


Рис. 3. Модуль безплатформної курсоверткалі

Біомеханічна модель тіла людини

Побудова ієрархічної моделі суглобів (біомеханічної моделі) людського тіла – це процедура визна-

чення ключових суглобових точок людського тіла. Дані про рух ключових суглобових точок можуть відображати рух всього людського тіла. Біомеханічну модель тіла людини представляють як послідовне з'єднання сегментів. Сегменти тіла представляються, як тверді тіла. Суглоби – рухоме з'єднання сегментів у відповідності до реального тіла, мають від однієї до трьох осей обертання.

Щоб отримати стандартну процедуру для опису положення і кутової орієнтації ланок кінематичного ланцюга відносно своїх сусідніх ланок, необхідно з кожною ланкою жорстко зв'язати систему координат. Потім описують положення і орієнтацію однієї системи координат відносно сусідньої і врешті-решт відносно опорної системи координат.

Такий підхід до визначення і зв'язування систем координат до різних ланок був запропонований Денавітом і Хартенбергом в 1955 році. Відтоді його стали використовувати при аналізі та керуванні роботизованими маніпуляторами. Цей підхід базується на перетвореннях, які використовують параметри Денавіта-Хартенберга (D-H параметри).

Рухи руки людини та сегментів роботизованого маніпулятора, який має схожу будову, мають схожу кінематику та описуються однаковими рівняннями. Така кінематична модель має 7 степенів свободи. На Рис. рис.4 графічно проілюстровано положення вісей.

Для кожної пари послідовних ланок, представлених через зв'язані СК, є чотири параметри, котрі необхідні для визначення відносного розташування цих двох систем. Перший параметр – це довжина ланки. Другий параметр - це кут повороту ланки, третім параметром є відстань між вісями перетво-

$$T_i^{i-1} = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & \alpha_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -c \sin \alpha_i \cos \theta_i & \alpha_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

де θ_i відносний кут повороту між ортами x_{i-1} до x_i вздовж осі z_{i-1} ; d_i відстань між центром СК $i-1$ та i ; α_i - відстань між точкою перетину осі z_{i-1} та x_i в напрямку i -ї СК; α_i - відносний кут між ортами z_{i-1} та z_i навколо осі x_i . Специфічні елементи перетворення D-H наведені в табл. 2.

Така кінематична модель дозволяє обчислити відносно переміщення кожного з центрів систем координат. Знаючи параметри θ_i , d_i , α_i та α_i , загальне рівняння перетворення руху кінематичного ланцюга матиме вигляд:

$$T_n^m = T_{m+1}^m \cdot T_{m+1}^{m+1} \dots T_n^m.$$

Для відображення кінематики та комунікації з модулями збору інформації використовується середовище програмування NI LabVIEW (рис. 5).

рення. Останнім четвертий – це суглобовий кут повороту.

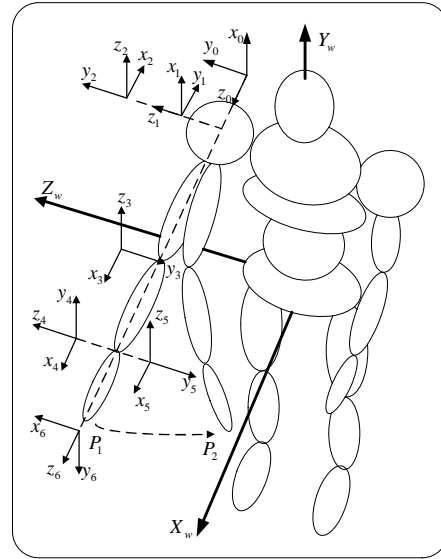


Рис. 4. Біомеханічна модель [20]

До плечового суглоба належать вісі з індексом 0, 1, 2, які мають спільну точку в просторі та утворюють систему координат, що має три степені свободи в плечовому суглобі. Вісь з індексом 3 розташовується в центрі ліктьового суглобу та має лише 1 ступінь свободи. П'ястковий суглоб має схожу кінематику до плечового, для опису його руху використовують вісі з індексами 4, 5 та 6. Перетворення проходить від елементу $i-1$ до кінцевого [1]. Матриця елементарних перетворень відповідно до параметрів D-H має вигляд:

Алгоритм оцінки орієнтації

В якості алгоритму БКВ було обрано доповняльний фільтр оцінки положення (ДФОП) [24]. Схема ДФОП приведена на рис. 6.

Для таких систем часто використовують калманівську фільтрацію, однак такий підхід часто є не раціональним. Фільтр Калмана використовує матричні вирази та перетворення. Це призводить до значних математичних обчислень. У випадку використання контролера з фіксованою комою – це значно ускладнює реалізацію алгоритмів, а також вносить значні часові затримки, як для системи реального часу.

В якості параметрів орієнтації ДФОП використовує кватерніон. Даний алгоритм має значно меншу кількість матричних виразів. Ця особливість підвищує швидкість роботи системи.

Таблиця 2. Параметри D-H для відтворення руху руки людини

З'єднання	θ	α	d	a
0	θ_1	90	0	0
1	θ_2	-90	0	0
2	θ_3	90	0	0
3	θ_4	0	d_3	0
4	θ_5	90	d_4	0
5	θ_6	-90	0	0
6	θ_7	-90	0	0

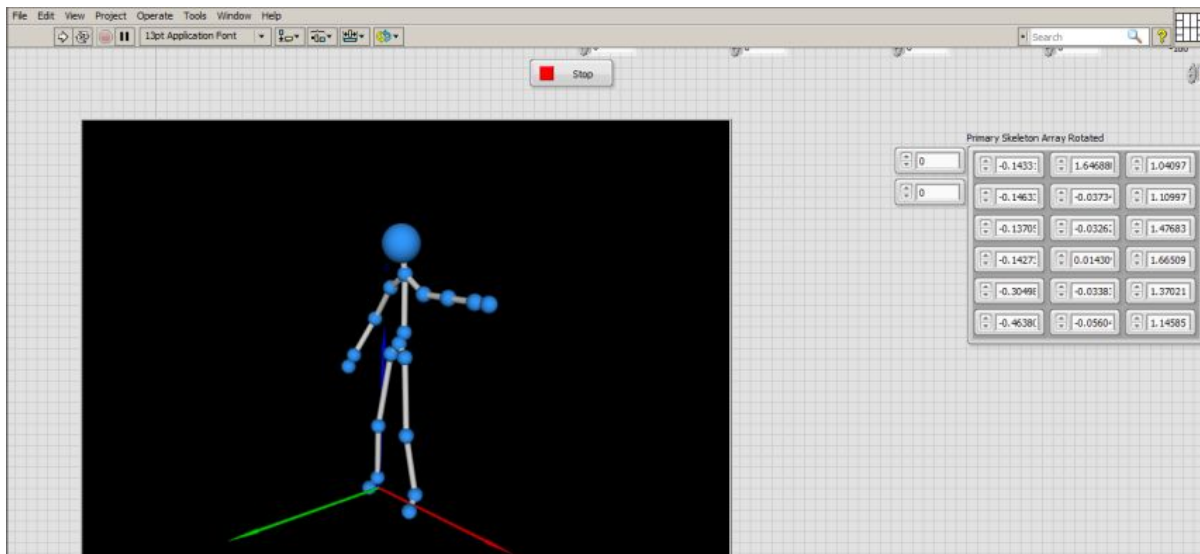


Рис. 5. Приклад програми середовища програмування NI LabView

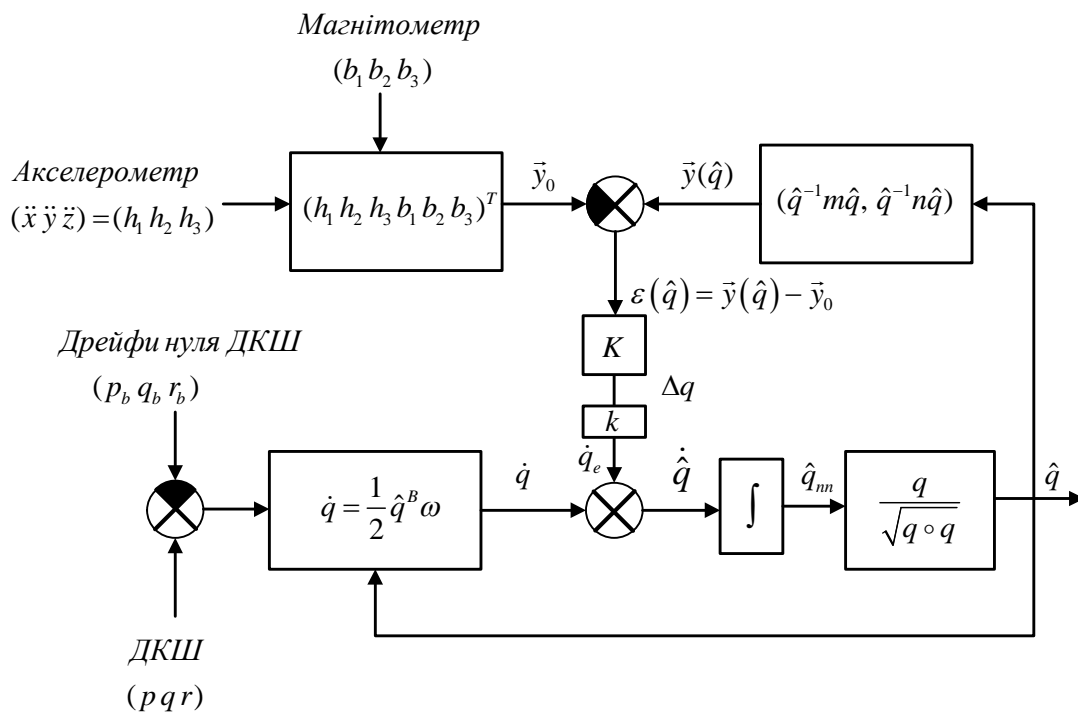


Рис. 6. Блок-схема алгоритму орієнтації БКВ

Висновки

У ході проведення дослідження показано слабкі сторони наявних комерційних зразків СЗРЛ. Через закритість вихідного коду програмного забезпечення користувач не має можливості до гнучкого налаштування системи. Розроблено власну інерціальну СЗРЛ. Виконано калібровку датчиків ІВБ, перевірку точності оцінки орієнтації алгоритмом БКВ. Обрано алгоритм оцінки орієнтації, який реалізовано у програмному забезпеченні мікроконтролера.

Запропонована система має відкритий код програмного забезпечення мікроконтролера та системи відображення статури тіла. Завдяки цьому, майбутній користувач має змогу зробити налаштування під задані вимоги.

У ході розробки СЗРЛ спроектовано платформу для модельної та практичної перевірки точності роботи алгоритмів орієнтації. Розроблений програмно-апаратний комплекс може використовуватися для перевірки можливості комплексування інерціальної СЗРЛ із системами інших типів.

Плани на майбутнє

Наразі проводяться роботи по вдосконаленню алгоритму орієнтації. Планується використання нового обчислювального модуля nRF52840 із малим енергоспоживанням та вбудованим Bluetooth 5 LowEnergy, NFC-мітками. Плануються роботи стосовно зменшення розмірів та герметизації корпусу для можливості використання СЗРЛ в різноманітних агресивних середовищах. Також розглядаються варіанти для інтеграції апаратного комплексу із 3D Studio MAX та Unity 3D.

Література

1. L. Bai, M. G. Pepper, Y. Yana, S. K. Spurgeon, and M. Sakel, "Application of low cost inertial sensors to human motion analysis," 2012 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, pp. 1280 – 1285, 2012. Doi:10.1109/I2MTC.2012.6229349
2. J. V. D. Linden, E. Schoonderwaldt, J. Bird, and R. Johnson, "MusicJacket-Combining Motion Capture and Vibrotactile Feedback to Teach Violin Bowing," IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 60, no. 1, pp. 104–113, 2011. Doi:10.1109/TIM.2010.2065770
3. K. D. Nguyen, I.-M. Chen, Z. Luo, S. H. Yeo, and H.-L. Duh, "A wearable sensing system for tracking and monitoring of functional arm movement," IEEE/ASME Trans. on Mechatronics, vol. 16, no. 2, pp. 213 – 220, 2011. Doi:10.1109/TMECH.2009.2039222
4. Режим доступу: <http://www.metamotion.com>
5. Режим доступу: Movement Labs funded by NSF US. <http://movement.stanford.edu> ; <http://movement.nyu.edu>.
6. D. Hogg, "Model-based vision: a program to see a walking person," Image and Vision Computing, vol. 1, no. 1, pp. 5–20, 1983. Doi:10.1016/0262-8856(83)90003-3
7. D. K. Wagg and M. S. Nixon, "Automated markerless extraction of walking people using deformable contour models," Computer Animation and Virtual Worlds, vol. 15, no. 34, pp. 399–406, 2004.. Doi:10.1002/cav.43
8. Cutler, Ross G., et al. "Design and implementation of the University of Maryland Keck Laboratory for the analysis of visual movement", 2002.
9. D. Roetenberg, Inertial and magnetic sensing of human motion. Netherlands: Universiteit Twente (The Netherlands), PhD Thesis, 2006.
10. A. Ferrari, A. G. Cutti, P. Garofalo, M. Raggi, M. Heijboer, A. Cappello, and A. Davalli, "First in vivo assessment of 'Outwalk': a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors," Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 48, no. 1, pp. 1–15, 2009. Doi: 10.1007/s11517-009-0544-y
11. D. Roetendeg, H. Luinge, P.SlyckeXsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. MVN white paper, 2013.
12. Inertial labs: 3DSuit Inertial Motion Capture Systems for Biomechanical, Sports Science and Rehabilitation Applications. 3DSuit white paper, 2012
13. Режим доступу: www.apdm.com
14. K. Hirose, H. Doki, and A. Kondo, "Dynamic Analysis and Motion Measurement of Ski Turns Using Inertial and Force Sensors," Procedia Engineering, vol. 60, pp. 355–360, 2013. doi: 10.1016/j.proeng.2013.07.082
15. K. Lebel, P. Boissy, M. Hamel, and C. Duval, "Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions – Changes in Accuracy over Time," Plos One, vol. 10, no. 3, 2015. doi: 10.1371/journal.pone.0118361
16. N. Zhao. Full-Featured Pedometer Design Realized with 3-Axis Digital Accelerometer. AnalogDialogue, 2010, vol 44. Режим доступу: <http://www.analog.com/en/analog-dialogue/articles/pedometer-design-3-axis-digital-acceler.html>.
17. A. G. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, and A. Davalli, "A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis," 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. doi: 10.1109/IEMBS.2006.260705
18. Y. Zheng, K.-C. Chan, and C. C. L. Wang, "Pedalvatar: An IMU-based real-time body motion capture system using foot rooted kinematic model," 2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 4130–4135, 2014. doi:10.1109/IROS.2014.6943144
19. S. Salehi, G. Bleser, N. Schmitz, and D. Stricker,

- “A Low-Cost and Light-Weight Motion Tracking Suit,” 2013 IEEE 10th International Conference on Ubiquitous Intelligence and Computing and 2013 IEEE 10th International Conference on Autonomic and Trusted Computing, pp. 474–479, 2013. doi:10.1109/UIC-ATC.2013.22 .
20. C. K. Lim, Z. Luo, I.-M. Chen, and S. H. Yeo, “Wearable wireless sensing system for capturing human arm motion,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 166, no. 1, pp. 125–132, 2011. doi:10.1016/j.sna.2010.10.015
21. A. Szczęsna, P. Skurowski, E. Lach, P. Pruszkowski, D. Pęszor, M. Paszkuta, J. Słupik, K. Lebek, M. Janiak, A. Polański, and K. Wojciechowski, “Inertial Motion Capture Costume Design Study,” *Sensors*, vol. 17, no. 3, pp. 612–632, 2017. doi:10.3390/s17030612
22. Нестеренко О. І., Баланчук В. Є. Новітні прилади орієнтації та навігації: навч. посіб. Київ: НТУУ «КПІ», 2013. 74 с.
23. C. Foster and G. Elkaim, “Extension of a two-step calibration methodology to include nonorthogonal sensor axes,” *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 44, no. 3, pp. 1070–1078, 2008. Doi: 10.1109/TAES.2008.4655364
24. I. Duman, “Design, Implementation, and Testing of a Real-Time Software System for a Quaternion-Based Attitude Estimation Filter,” thesis, 1999.

УДК 531.3:629.7.05

А. М. Литош, С. Л. Лакоза

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

РАЗРАБОТКА ИНЕРЦИАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЗАХВАТА ДВИЖЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

В работе освещены основные этапы разработки инерциальной системы захвата движения человека (СЗДЧ). В работе рассмотрены существующие методы захвата движения, которые используют различные физические принципы работы. Сделан анализ существующих инерциальных систем захвата движения. В качестве альтернативы использованию дорогих промышленных образцов, предложено использование собственной системы захвата движения для целей лабораторных исследований. В статье приведена концепция разрабатываемой системы. Описаны состав аппаратной части инерциального измерительного модуля, этапы функционирования микропрограммы контроллера. Описаны, использованные методы калибровки датчиков, приведены характеристики точности модуля БКВ. Разработанная система имеет малые габариты инерциальных измерительных блоков, которые являются автономными и используют для коммуникации технологии беспроводной связи. Для оценки ориентации объектов установки использован алгоритм, который уменьшает вычислительную нагрузку на контроллер. Разработанная СЗДЧ позволяет гибко ее настраивать под разного рода специфические задачи; открывает возможность интеграции в другие системы.

Ключевые слова: безлатформенная курсовертикаль, алгоритмы, захват движения, энергоэффективность.

A. M. Litosh, S. L. Lakoza

National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

DEVELOPMENT OF HUMAN INERTIAL MOTION CAPTURE SYSTEM

This paper presents the full cycle of development of inertial motion capture system: from the selection of sensors, selection of the orientation estimation algorithm of the received data and system movement visualization. The paper considers the existing methods of motion capture using various physical principles of work. Inertial motion capture systems are used in the field of biomechanics increasingly. It is done the analysis of existing inertial motion capture systems in paper. There are several leading market manufacturers of inertial motion capture systems: Xsense, InertialLab, APDM. Comparative characteristics of these systems are given. It is proposed to use own inertial motion capture system (IMCS) as an alternative for expensive industrial designs.

The study gives the concept of the developed system. The presented prototype of IMCS consists of autonomous AHRS-modules, base wireless receiver, subsystem of data collection and animation reproduction program. Each of the autonomous AHRS has its own power supply, sensors (IMU), microcontroller with firmware and radio transmitter. AHRS-module uses the ATmega328p microcontroller as calculation core. IMU (Inertial measurement unit) was created by combining on the same board the following sensors: gyro ITG3205 (InvenSense), accelerometer ADXL345L (Analog-Devices) and magnetometer HMC5883L (Honeywell). The firmware functional phases are described in paper. The first phase of the microcontroller firmware is reading data from sensors. After collecting the necessary information, the microcontroller program passes into the phase of the orientation estimation using the AHRS algorithm. The third firmware phase is the data packet preparation and its transmission to the receiver. In paper sensors' calibration methods are described, the precision characteristics of AHRS-module are given. The developed IMCS has small dimensions of IMUs. They are autonomous and use wireless communication technology for data transfer.

As AHRS algorithm of orientation estimation system uses complementary Bachman filter. It reduces the computational load on the microcontroller. Developed system has own software for object movement visualization. NI LabVIEW pro-

programming environment is used to display skeleton kinematics through data collected from AHRS modules. Shown approach uses method proposed by Denavit and Hartenberg to describe kinematic chain movement. It is used so called D-H parameters to get the equation of kinematic chain motion conversion. The developed IMCS can be configured flexibly for various kinds of tasks.

Keywords: AHRS, algorithm, motion capture, energy efficiency.

Надійшла до редакції

06 квітня 2018 року

Рецензовано

20 квітня 2018 року

УДК 531.383

ПД-РЕГУЛЯТОР В КОНТУРІ КОМПЕНСАЦІЙНОГО ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ГІРОТЕОДОЛІТА

¹⁾Боярчук А. О., ²⁾Мироненко П. С., ²⁾Мураховський С. А.

¹⁾КП СПБ «Арсенал», м. Київ, Україна, ²⁾Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: s.murakhovsky@kpi.ua

Розглянуто основні галузі застосування гіроскопічних засобів наземного орієнтування. Показано, що для зменшення часу вимірювань, в гіротеодолітах використовують компенсаційний метод вимірювання азимуту, представлено функціональну схему приладу.

Запропоновано нову структуру регулятора зворотного зв'язку, коефіцієнти якого визначаються методами модального керування по неповній вимірюваному вектору стану. Розглянуто математичну модель приладу у формі простору станів. Проведено аналіз керованості при заданій структурі матриць стану і передачі керування. Визначено матричні передатні функції об'єкту керування та коефіцієнти ПД-регулятора на основі бажаного значення двох коренів характеристичного рівняння замкненої системи.

Проведено моделювання роботи системи керування за допомогою програмної моделі, адекватність якої перевірено на основі частот власних коливань, визначених аналітично. Результати моделювання показали, що застосування запропонованого регулятора дозволяє суттєво зменшити час закінчення перехідного процесу при аналогічному за величиною моменті керування.

У подальшому дослідження можуть бути спрямовані на розробку та вдосконалення методів визначення кутової швидкості руху чутливого елемента в азимуті

Ключові слова: гіротеодолит, ПД-регулятор, компенсаційний зворотний зв'язок.

Вступ

Особливістю роботи наземних засобів азимутального орієнтування, побудованих на гіроскопічних вимірювачах, є висока точність визначення напрямку географічного меридіану за відносно короткий проміжок часу незалежно від природних умов, тобто автономно.

Ця особливість визначає різноманітність практичного використання наземних гірокомпасів та гіротеодолітів [1-4]:

1) визначення азимутів ліній при будівництві метро, в шахтних та гірничих роботах;

2) визначення азимутів при проектуванні залізничних колій, каналів, ліній електропередачі, трубопроводів, і т.п.;

3) вимірювання магнітного схилення, визначення магнітних аномалій, азимутальна прив'язка пунктів геофізичних вимірювань;

4) контроль та орієнтування радіотехнічного та навігаційного обладнання аеропортів.

Зважаючи на широке використання сучасних методів орієнтування на основі супутникових навігаційних систем, особливо велике значення набуває використання гіротеодолітів (ГТ) у підземних роботах та при роботі в складі військової техніки, тобто у випадках недоступності зовнішніх джерел інформації.

Більшість сучасних гіротеодолітів і гірокомпасів використовують компенсаційний метод вимірювання азимута [1, 5], при якому вихідним сигналом приладу є напруга на обмотках датчика моменту (ДМ) зворотного зв'язку.

Узагальнена схема ГТ, що використовує таку замкнену систему керування представлена на рис. 1.