

Zastosowanie filtru Kalmana do diagnostyki biomechaniki człowieka

Application of the Kalman filter for the diagnosis of human biomechanics

Artykuł recenzowany

PIOTR SAUER^{1*},
PAWEŁ SZULCZYŃSKI¹,
BARTŁOMIEJ
LUBIATOWSKI²,
BARTOSZ BRENINEK²,
KACPER GRUSZCZYŃSKI²

¹ Instytut Automatyki i Robotyki,
Politechnika Poznańska,
60-965 Poznań, ul. Piotrowo 3a

² RSQ Technologies sp. z o.o.,
ul. 27 Grudnia 3, Poznań

* piotr.sauer@put.poznan.pl

Słowa kluczowe:

orientacja, kwaterniony,
filtr Kalmana, kąty Eulera,
akcelerometr, magnetometr,
żyroskop, system wizyjny,
manipulator

Keywords:

orientation, quaternions,
Kalman filter, Euler's angles,
accelerometer, magnetometer,
gyroscope, vision system,
manipulator

Streszczenie

W pracy przedstawiono prototyp zdigitalizowanego systemu pomiarowego do diagnostyki biomechaniki ludzkiego ciała. System pomiarowy zostanie zbudowany w ramach projektu dofinansowanego ze środków Unii Europejskiej, pod tytułem „Mobilne urządzenie do ortopedycznej diagnostyki biomechaniki i motoryki ludzkiego ciała”. W pracy przedstawiono dwie metody obliczania orientacji obiektu w przestrzeni 3D: metodę Madgwicka i filtr Kalmana. Zaprezentowano również stanowisko laboratoryjne do testowania zaproponowanych algorytmów oraz uzyskane wyniki badań

Abstract

This paper presents assumptions and a prototype of a digitized measurement system for the diagnosis of human body biomechanics. The measurement system will be built as part of a project subsidized by the European Union, titled "Mobile device for orthopedic diagnostics of biomechanics and motility of the human body". The paper presents two methods for calculating the orientation of an object in 3D space: the Madgwick method and the Kalman filter. A laboratory stand for testing the proposed algorithms and obtained test results were also presented.

■ WPROWADZENIE

Inercyjny układ pomiarowy (IMU), który jest zbudowany z trzech trójosiowych czujników (akcelerometru, magnetometru i żyroskopu), wykorzystywany jest do oszacowania orientacji ciała sztywnego względem inercyjnego układu współrzędnych. Znajomość orientacji w przestrzeni trójwymiarowej jest niezbędną informacją do oceny ruchliwości segmentów ciała człowieka lub wizualizacji ruchu ciała człowieka w świecie wirtualnym. Orientacja jest zdefiniowana za pomocą kątów Eulera wokół osi związanych z obiektem. Do estymacji kątów Eulera wykorzystuje się fuzję sensoryczną, w której w jednym algorytmie integruje dane pomiarowe z różnych czujników [1, 2]. W literaturze do oceny orientacji wykorzystywane są różne metody oraz narzędzia matematyczne jak na przykład rachunek kwaternionów, filtry komplementarne oraz filtr Kalmana [3, 4, 5, 6].

W pracy przedstawiono projekt, który zakłada stworzenie nowego zdigitalizowanego urządzenia diagnostycznego wykorzystującego zaawansowane technologie ICT, które swoim działaniem będzie w stanie zastąpić (zintegrować w jednym miniaturowym i lekkim urządzeniu) oraz udoskonalić kilka ważnych i używanych na co dzień technik i urządzeń do badań ortopedycznych. Proponowany system będzie przydatny do ciągłego monitorowania i rejestrowania pracy kończyn, w leczeniu schorzeń ortopedycznych, medycynie sportowej, rehabilitacji pourazowej, fizyce stawów. Przedstawione w pracy rozwiązanie posiada wiele następujących zalet:

- zapewnia badanie motoryki, i pracy kończyn i stawów we wszystkich płaszczyznach z zakładaną dokładnością do 0,3 stopnia,
- zastąpi wiele innych urządzeń diagnostycznych takich jak np. dynamometr izokinetyczny, elektromiograf, inklinometr, elektromiografia powierzchniowa sEMG, HUMAC 360,
- umożliwi równoległy, symultaniczny pomiar:
 - czucia pozycji stawu (odtworzenie pozycji kątowny stawu),
 - kinestezji czyli czucia ruchu w stawie,
 - czucia napięcia mięśni,
- zapewnia bardzo ergonomiczny i wygodny sposób mocowania i konfigurowania systemu czujników na kończynie a także tułowiowi,
- zastosowanie bezprzewodowej komunikacji i mobilnego interfejsu użytkownika wyeliminuje połączenia przewodowe i ułatwi zastosowanie systemu w trakcie badań motoryki i pracy kończyn człowieka.

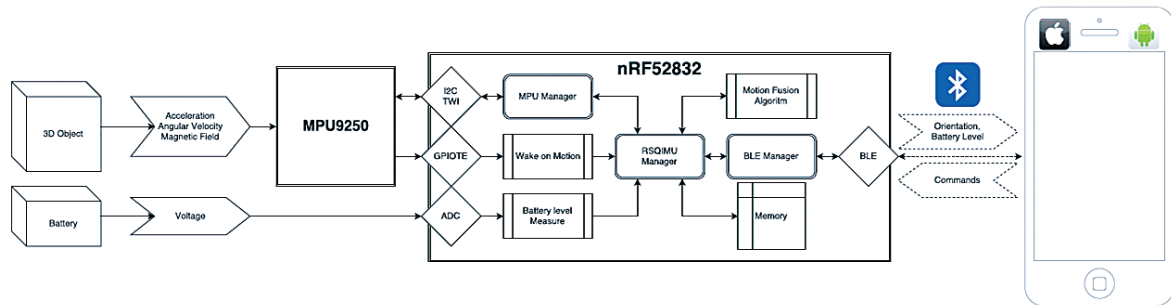
Zaproponowany system pomiarowy może zostać wykorzystany również do badania propriocepcji, badania wzorców ruchowych sportowców, kinezyterapii według zadanych wzorców ruchowych lub jako kątomierz ortopedyczny.

W pracy przedstawiono pełny opis układu sensorów, sposób wyznaczania z nich kątów oraz dwa podejścia do modelowania fuzji sensorycznej. Do przeprowadzenia eksperymentów wykorzystane zostały pomiary uzyskane z czujnika IMU, który daje 9 niezależnych osi pomiarowych, które po odpowiednim przeliczeniu pozwalają na określenie wszystkich 6 stopni swobody.

■ SYSTEM DIAGNOSTYCZNY RSQ_MOTION

W ramach realizowanego projektu „*Mobilne urządzenie do ortopedycznej diagnostyki biomechaniki i motoryki ludzkiego ciała*”, który finansowany jest ze środków Unii Europejskiej został opracowany, zbudowany i uruchomiony system diagnostyczny o nazwie RSQ Motion. System ten umożliwia badanie motoryki i pracy kończyn i stawów we wszystkich płaszczyznach. Kolejnym zastosowaniem systemu będzie równoległy, symultaniczny pomiar czucia pozycji stawu, czucia ruchu w stawie (kinestezja) oraz czucia napięcia mięśni.

Zaproponowany system diagnostyczny posiada budowę modułową, na którą składa się 15 modułów pomiarowych, hub oraz urządzenie mobilne (smartphone lub tablet) lub komputer, wykorzystywane do wizualizacji uzyskanych rezultatów badań. Układem zarządzającym pracą modułów oraz huba jest chip nRF52832 typu SoC (*ang. System-on-Chip*), który odpowiada za obliczanie orientacji, komunikację bluetooth, konfigurację i zbieranie danych z czujnika pomiarowego IMU. W układzie nRF52832 zaimplementowano obsługę protokołu Bluetooth 5, Bluetooth mesh oraz ANT. Jest on zbudowany na procesorze ARM Cortex M4 z jednostką zmiennoprzecinkową pracującą z częstotliwością 64 MHz. Elementem umożliwiającym pomiar prędkości kątowej, przyspieszenia oraz pola magnetycznego jest urządzenie wieloukładowe MPU-9250. Składa się z dwóch matryc zintegrowanych w jednym pakiecie QFN o wymiarach 3 x 3 x 1 mm. Jedna matryca zawiera żyroskop 3-osiowy i akcelerometr 3-osiowy. Druga matryca zawiera magnetometr 3-osiowy AK8963 firmy Asahi Kasei Microdevices Corporation. W urządzeniu wbudowano cyfrowy procesor ruchu DMP (*ang. Digital Motion Processor*). Dzięki zastosowaniu magistrali I2C, MPU-9250 zapewnia 9-osiowe wyjście Motion Fusion. Układ MPU posiada trzy 16-bitowe przetworniki analogowo-cyfrowe (ADC) dla żyroskopu, trzy 16-bitowe przetworniki ADC dla akcelerometru oraz trzy 16-bitowe przetworniki ADC dla magnetometru. Zastosowany układ pomiarowy umożliwi pomiar prędkości kątowej w zakresie: ± 250 , ± 500 , ± 1000 , i $\pm 2000^\circ/\text{sek}$, przyspieszenia w zakresie ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, i ± 16 g, oraz pola magnetycznego w zakresie ± 4800 μT . Zakresy pomiaru prędkości i przyspieszenia ustawiane są programowo.



Rysunek 1. Schemat blokowy modułu pomiarowego systemu RSQ Motion

W celu połączenia 15 modułów pomiarowych ze smartfonem zastosowano specjalny hub oraz protokół Bluetooth Low Energy (BLE). Rysunek 1 przedstawia schemat blokowy modułu pomiarowego proponowanego systemu.

W początkowych badaniach system RSQ Motion połączono z komputerem za pomocą portu UART. W badaniach zastosowano wizualizację w środowisku unity, którą zaimplementowano za pomocą języka C# oraz biblioteki Ardity [7]. Do wizualizacji ruchów pacjenta wykorzystano awatara, który jest modelem człowieka/robota z Internetu. Każda ruchoma część awatara dostosowana jest do kwaternionów, które obliczane są na podstawie danych wysłanych przez określony czujnik IMU umieszczony na ciele pacjenta. Na rysunkach 2, 3, 4 przedstawiono wizualizację awatara, który wykonuje ruch kończyną górną podczas testów systemu RSQ Motion.

WYZNACZANIE ORIENTACJI

Znajomość orientacji w przestrzeni jest niezbędna do przeprowadzenia analizy ruchu kończyn człowieka lub do wizualizacji położenia segmentów ciała ludzkiego w świecie wirtualnym. Orientację obiektu w przestrzeni 3D można zdefiniować za pomocą kątów Eulera określonych jako przechylenie, pochylenie oraz odchylenie (*ang. R-roll, P-pitch i Y-yaw*) wokół osi układu związanego z obiektem. Podczas obliczania orientacji obiektu w przestrzeni trójwymiarowej wykorzystywane układy, w których opisany jest ruch. Wykorzystuje się układy bazowe lub układy związane z badanym obiektem. Najczęściej przyjmuje się, że układ związany z obiektem pokrywa się z inercyjnym układem pomiarowym IMU (najczęściej z układem żyroskopu i/lub akcelerometru). Inercyjny układ pomiarowy IMU posiada wbudowane trzy niezależne czujniki pomiarowe: żyroskop, akcelerometr i magnetometr. Zastosowanie fuzji sensorycznej pozwala zintegrować dane pochodzące z w/w czujników. Zastosowana fuzja sensoryczna bazowała na rachunku kwaternionów. W zaproponowanym w pracy układzie pomiarowym zaimplementowano algorytm Madgwicka [4, 5] do

obliczenia kwaternionów, które zostały wykorzystane w programie wizualizacyjnym do prezentacji ruchu segmentów ciała pacjenta (Rys. 2, 3, 4).

Wektor kwaternionów opisujący orientację układu B względem układu A można przedstawić w następujący sposób:

$${}^Aq = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]^T = \begin{bmatrix} \cos \frac{\theta}{2} & -r_x \sin \frac{\theta}{2} & -r_y \sin \frac{\theta}{2} & -r_z \sin \frac{\theta}{2} \end{bmatrix}^T \quad (1)$$

gdzie: θ jest kątem obrotu układu B względem prostej opisanej wektorem ${}^A r = [r_x \ r_y \ r_z]^T$ w układzie A .

Kąty Eulera RPY (ψ , θ , ϕ) opisujące orientację układu B względem układu A , mogą być wyznaczone za pomocą kwaternionów w następujący sposób:

$$\psi = \text{Atan2}(2q_2q_3 - 2q_1q_4, 2q_1^2 + 2q_2^2 - 1) \quad (2)$$

$$\theta = -\sin^{-1}(2q_2q_4 + 2q_1q_3) \quad (3)$$

$$\phi = \text{Atan2}(2q_3q_4 - 2q_1q_2, 2q_1^2 + 2q_4^2 - 1) \quad (4)$$

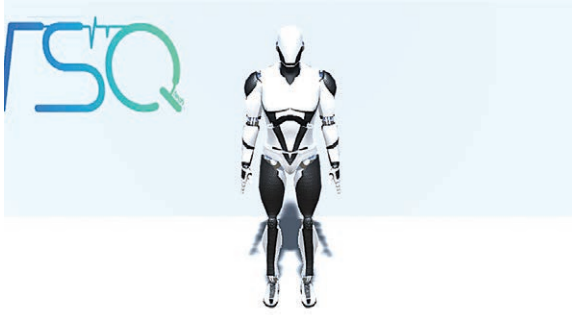
W celu sprawdzenia poprawności zastosowanego w systemie pomiarowym RSQ Motion rachunku kwaternionów zaimplementowano filtrację Kalmana w środowisku Matlab. Uzyskane wyniki porównano z wynikami uzyskanymi z systemu pomiarowego.

ALGORYTM MADGWICKA

Przedstawiony w tym rozdziale algorytm został opisany przez Madgwicka w pracy [5]. W projekcie jako jeden z czujników wykorzystano trzyosiowy żyroskop. W przypadku idealnym czujnik ten zwraca wektor prędkości kątowej wokół osi układu współrzędnych obiektu (czujnika – układ S). Wektor ten został zapisany w następujący sposób:

$${}^S \omega = [0 \ \omega_x \ \omega_y \ \omega_z] \quad (5)$$

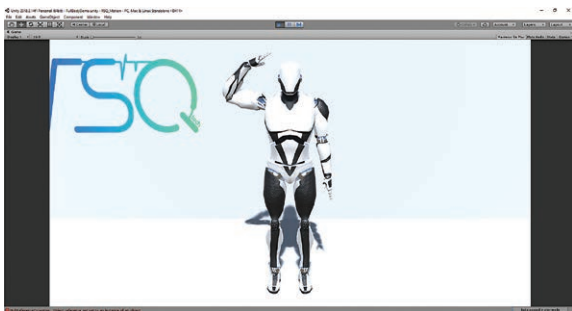
Pochodna kwaternionu opisuje prędkość zmian orientacji układu współrzędnych czujnika (układ S) względem układu bazowego (układ E). Wektor ${}^E \dot{q}$ może być obliczony z zależności:



Rysunek 2. Widok awatara



Rysunek 3. Awatar – ruch lewej ręki



Rysunek 4. Widok awatara

$$\dot{\hat{q}} = \frac{1}{2} \hat{q} \otimes \omega \quad (6)$$

Wektor przyspieszenia może być obliczony jako suma rzeczywistego przyspieszenia obiektu \mathbf{a}_{obj} składowej grawitacji \mathbf{g} oraz białego szumu gaussowskiego \mathbf{w}_a [1]:

$$\mathbf{a} = \mathbf{a}_{obj} + \mathbf{g} + \mathbf{w}_a \quad (7)$$

W przypadku idealnym (bez zakłóceń) trójosiowy akcelerometr mierzy wartość przyspieszenia:

$$\mathbf{a} = [a_x \ a_y \ a_z]^T \quad (8)$$

Przyspieszenie grawitacyjne oraz rzeczywiste przyspieszenie obiektu w przestrzeni 3D określane jest w układzie bazowym. Przyjęto że przyspieszenie obiektu jest pomijalnie małe w porównaniu z przy-

spieszeniem grawitacyjnym zatem można przyjąć, że akcelerometr mierzy rzuty wektora przyspieszenia grawitacyjnego na osie lokalnego układu współrzędnych związanego z obiektem.

Orientacja układu współrzędnych obiektu w chwili czasowej t , jest przedstawiona za pomocą wektora $\hat{q}_{\omega,t}$:

$$\hat{q}_{\omega,t} = \hat{q}_{est,t-1} + \hat{q}_{\omega,t} \Delta t \quad (9)$$

gdzie:

- $\hat{q}_{\omega,t} = \frac{1}{2} \hat{q}_{est,t-1} \otimes \omega_t$ (10)
- ω_t jest wektorem zmierzonej prędkości kątowej w chwili czasowej t ,
- Δt jest czasem próbkowania,
- $\hat{q}_{est,t-1}$ jest estymowaną wartością kwaternionu w chwili czasowej $t-1$.

Estymowane wartości kwaternionów reprezentowane przez wektor \hat{q} mogą być wyznaczone przez optymalizację następującego problemu:

$$\min_{\hat{q} \in \mathbb{S}^4} f(\hat{q}, \mathbf{a}, \mathbf{s}) \quad (11)$$

gdzie:

- funkcja $f(\hat{q}, \mathbf{a}, \mathbf{s}) = \hat{q}^* \otimes \mathbf{a} \otimes \hat{q} - \mathbf{s}$ (12) jest funkcją celu
- $\hat{q} = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]$,
- $\hat{q}^* = \mathbf{a} \hat{q} = [q_1 \ -q_2 \ -q_3 \ -q_4]$,
- $\mathbf{a} = [0 \ a_x \ a_y \ a_z]$ jest wektorem, który opisuje referencyjny kierunek pol w układzie globalnym,
- $\mathbf{s} = [0 \ s_x \ s_y \ s_z]$ jest wektorem, który opisuje pomiarowy kierunek pola w układzie czujnika.

Istnieje wiele algorytmów optymalizacji ale metoda gradientowa (najszybszego spadku) jest jedną z najprostszych, zarówno do implementacji jak i obliczeń [5]. Algorytm ten gwarantuje poprawę to jest spadek wartości funkcji w każdej iteracji. W wyniku działania tej metody po n iteracjach otrzymujemy oszacowaną orientację obiektu za pomocą wektora kwaternionów \hat{q}_{k+1} na podstawie początkowej wartości \hat{q}_0 i rozmiaru kroku próbkowania μ :

$$\hat{q}_{k+1} = \hat{q}_k - \mu \frac{\nabla f(\hat{q}_k, \mathbf{a}, \mathbf{s})}{\|\nabla f(\hat{q}_k, \mathbf{a}, \mathbf{s})\|}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, n \quad (13)$$

gdzie:

- gradient powierzchni opisany jest jako:

$$\nabla f(\hat{q}_k, \mathbf{a}, \mathbf{s}) = \mathbf{J}^T(\hat{q}_k, \mathbf{a}) \nabla f(\hat{q}_k, \mathbf{a}, \mathbf{s}) \quad (14)$$

- funkcja celu:

$$f(\hat{\mathbf{q}}, \hat{\mathbf{a}}, \hat{\mathbf{s}}) = \begin{bmatrix} 2d_x(\frac{1}{2} - q_3^2 - q_4^2) + 2d_y(q_1q_4 + q_2q_3) + 2d_z(q_2q_4 - q_1q_3) - s_x \\ 2d_x(q_2q_3 - q_1q_4) + 2d_y(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_4^2) + 2d_z(q_1q_2 + q_3q_4) - s_y \\ 2d_x(q_1q_3 + q_2q_4) + 2d_y(q_3q_4 - q_1q_2) + 2d_z(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_3^2) - s_z \end{bmatrix} \quad (15)$$

- Jacobian:

$$J^f(\hat{\mathbf{q}}, \hat{\mathbf{a}}) = \begin{bmatrix} 2d_yq_4 - 2d_zq_3 & 2d_yq_3 + 2d_zq_4 & 4d_xq_3 + 2d_yq_2 - 2d_zq_1 & -4d_xq_4 + 2d_yq_1 + 2d_zq_2 \\ -2d_xq_4 + 2d_zq_2 & 2d_xq_3 - 4d_yq_2 + 2d_zq_1 & 2d_xq_2 + 2d_yq_4 & -2d_xq_1 - 4d_yq_4 + 2d_zq_3 \\ 2d_xq_3 - 2d_yq_2 & 2d_xq_4 - 2d_yq_1 - 4d_zq_2 & 2d_xq_1 + 2d_yq_4 - 4d_zq_3 & 2d_xq_2 + 2d_yq_3 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Przyjmując, że grawitacja działa w kierunku osi Z globalnego układu współrzędnych i jest opisana wektorem ${}^E\hat{\mathbf{g}}$ postaci:

$${}^E\hat{\mathbf{g}} = [0 \ 0 \ 0 \ 1] \quad (17)$$

oraz dane uzyskane z akcelerometru opisane są za pomocą wektora ${}^s\hat{\mathbf{a}}$:

$${}^s\hat{\mathbf{a}} = [0 \ a_x \ a_y \ a_z] \quad (18)$$

Po podstawieniu wektorów ${}^E\hat{\mathbf{g}}$ i ${}^s\hat{\mathbf{a}}$ odpowiednio w miejsce wektorów ${}^E\hat{\mathbf{a}}$ i ${}^s\hat{\mathbf{s}}$ w równaniach (15) i (16) funkcję celu i Jacobian można zapisać w postaci:

$$f_g(\hat{\mathbf{q}}, \hat{\mathbf{a}}) = \begin{bmatrix} 2(q_2q_4 - q_1q_3) - a_x \\ 2(q_1q_2 + q_3q_4) - a_y \\ 2(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_3^2) - a_z \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$J_g(\hat{\mathbf{q}}) = \begin{bmatrix} -2q_3 & 2q_4 & -2q_1 & 2q_2 \\ 2q_2 & 2q_1 & 2q_4 & 2q_3 \\ 0 & -4q_2 & -4q_3 & 0 \end{bmatrix} \quad (20)$$

■ FILTR KALMANA

Kwaterniony mogą być wykorzystane do opisu modelu procesu, który polega na fuzji sensorycznej, która z kolei pozwala zintegrować dane pochodzące z fizycznie odseparowanych, niezależnych czujników IMU. Aby zintegrować dane z różnych czujników zastosowano filtr Kalmana, który został opisany w pracy [8].

Pomiar prędkości kątowej $\omega = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ z żyroskopu obarczony jest błędem biasu (zera) oraz dodatkowym zakłóceniem stochastycznym modelowanym w postaci dyskretnego białego szumu gaussowskiego o zerowej wartości oczekiwanej oraz wariancji σ_ω^2 . Błąd zera zaliczany jest do zakłócenia niskoczęstotliwościowego i powoduje to powolne lecz ciągłe zwiększanie wartości prędkości kątowej bez rzeczywistego ruchu obiektu. Efektem tego zjawiska jest tzw. dryft wyznaczonych wartości. Dane uzyskane z akcelerometru definiowane są jako suma rzeczywistej wartości przyspieszenia, wektora grawitacji oraz składowej modelującej zakłócenia w postaci białego szumu gaussowskiego. Błędy pomiarowe żyroskopu, akcelerometru i magnetometru są anulowane przed aktualizacją filtru. System fuzji

sensorycznej może być zamodelowany według następującej zależności:

$$\frac{d\mathbf{q}}{dt} = \frac{1}{2} [\Omega\mathbf{x}]\mathbf{q} \quad (21)$$

gdzie:

$$[\Omega\mathbf{x}] = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_x & -\omega_y & -\omega_z \\ \omega_x & 0 & \omega_z & -\omega_y \\ \omega_y & -\omega_z & 0 & \omega_x \\ \omega_z & \omega_y & -\omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (22)$$

Założono, że dane z czujników pobierane są w równo odległych chwilach czasu z okresem próbkowania Δt (przedział czasowy między chwilami czasowymi t i $t-1$). Należy zatem utworzyć dyskretny model systemu na podstawie równania (21):

$$\mathbf{q}_t = \left\{ I_{4 \times 4} + \frac{\Delta t}{2} [\Omega\mathbf{x}] \right\} \mathbf{q}_{t-1}. \quad (23)$$

Jak wspomniano wcześniej podczas pomiaru występują szumy stochastyczne oraz model procesowy obarczony jest również szumem, dlatego system powinien zostać opisany jako:

$$\mathbf{q}_t = \left\{ I_{4 \times 4} + \frac{\Delta t}{2} [\Omega\mathbf{x}] \right\} \mathbf{q}_{t-1} + \xi_t \quad (24)$$

Wariancja szumu procesowego opisana jest zależnością:

$$\Sigma_{\xi_t} = \left(\frac{\Delta t}{2} \right)^2 \Sigma_t \Sigma_{gyro} \Sigma_t^T \quad (25)$$

gdzie Σ_{gyro} oznacza wariancję kowariancji prędkości katowej zdefiniowanej w następujący sposób: $\Sigma_{gyro} = \text{diag}[\sigma_{\omega_x}^2, \sigma_{\omega_y}^2, \sigma_{\omega_z}^2]$ podczas, gdy σ_{ω_i} oznacza standardowe odchylenie prędkości katowej i -tej osi. Natomiast Σ_t przedstawiony jest w następujący sposób:

$$\Sigma_t = \begin{bmatrix} q_1 & q_2 & q_3 \\ -q_0 & -q_3 & -q_2 \\ q_2 & -q_0 & -q_1 \\ -q_2 & q_1 & -q_0 \end{bmatrix} \quad (26)$$

Kwaternion pomiarowy obliczany jest za pomocą algorytmu opisanego w pracy [8] oraz według wzoru:

$$\mathbf{q}_t = \frac{1}{4} (W_{a,t} + I_{4 \times 4}) (W_{m,t} + I_{4 \times 4}) \mathbf{q}_{t-1} \quad (27)$$

gdzie:

$$W_m = \begin{bmatrix} m_N m_x + m_D m_z & m_D m_y & m_N m_z - m_D m_x & -m_N m_y \\ m_D m_y & m_N m_x - m_D m_z & m_N m_y & m_N m_z + m_D m_x \\ m_N m_z - m_D m_x & m_N m_y & -m_N m_x - m_D m_z & m_D m_y \\ -m_N m_y & m_N m_z + m_D m_x & m_D m_y & -m_N m_x + m_D m_z \end{bmatrix} \quad (28)$$

$$W_a = \begin{bmatrix} a_x & a_y & -a_x & 0 \\ a_y & -a_x & 0 & a_x \\ -a_x & 0 & -a_x & a_y \\ 0 & a_x & a_y & a_z \end{bmatrix} \quad (29)$$

Wektory $\mathbf{a}^b = [a_x \ a_y \ a_z]^T$ i $\mathbf{m}^b = [m_x \ m_y \ m_z]^T$ reprezentują sygnały wyjściowe z akcelerometru i magnetometru względem układu współrzędnych obiektu b , podczas gdy wektory $\mathbf{A}^r = [0 \ 0 \ 1]^T$ i $\mathbf{M}^r = [m_N \ 0 \ m_D]^T$

są referencyjnymi wektorami dla obu czujników wyznaczonych odpowiednio dla bazowego układu współrzędnych r [8].

Dla modelu obserwacji wariancję podaje przybliżenie pierwszego rzędu. Zmienność kwaternionów jest przybliżona przez:

$$\Sigma_{v_t} = J \Sigma_{acc, mag} J^T \quad (30)$$

gdzie:

Jacobian wynosi:

$$J = \frac{\partial q_{acc, mag, t}}{\partial \{(a^b)^T, (m^b)^T\}} \quad (31)$$

$$\Sigma_{acc, mag} = \text{diag}\{\Sigma_{acc}, \Sigma_{mag}\}, \quad (32)$$

gdzie $\Sigma_{acc}, \Sigma_{mag}$ – kowariancje odpowiednio z akcelerometru i magnetometru.

Następnie wykorzystamy następujący algorytm do oszacowania kwaternionów za pomocą filtra Kalmana [8]:

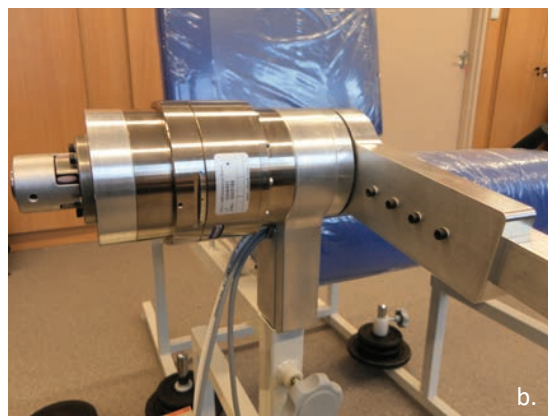
- Predykcja stanu obiektu: $q_t^- = \{I_{4 \times 4} + (\Delta t/2)[\Omega x]\} q_{t-1}$
- Przewidywana kowariancja: $\Sigma_{q_t^-} = \{I_{4 \times 4} + (\Delta t/2)[\Omega x]\} \Sigma_{q_{t-1}} \{I_{4 \times 4} + (\Delta t/2)[\Omega x]\}^T + \Sigma_{\epsilon_t}$
- Wzmocnienie filtra Kalmana: $K_t = \Sigma_{q_t^-} [\Sigma_{q_t^-} + \Sigma_{v_t}]^{-1}$
- Korekta stanu: $q_t = q_t^- + K_t (q_{acc, mag, t} - q_t^-)$
- Aktualizacja kowariancji: $\Sigma_{q_t} = [I_{4 \times 4} - K_t] \Sigma_{q_t^-}$

■ BADANIA EKSPERYMENTALNE

W trakcie analizy zaproponowanego algorytmu filtra Kalmana przeprowadzono badania skuteczności tego rozwiązania w procesie estymacji orientacji obiektu w przestrzeni trójwymiarowej. Jednym z głównych problemów jest określenie referencyjnej, dokładnej orientacji obiektu. W tym celu uruchomiono stanowisko laboratoryjne z systemem wizyjnym OptiTrack oraz manipulatorem o jednym stopniu swobody (Rys. 7). Manipulator o jednym stopniu swobody jest przykładem manipulatora rehabilitacyjnego stawu kolanowego. Na rysunku 5 przedstawiono rehabilitacyjny manipulator o jednym stopniu swobody. Został on zbudowany w ramach pracy inżynierskiej [9]. Układ napędowy manipulatora zbudowany jest z następujących elementów:

- serwonapędu SCHUNK PRL100, który wyposażony jest w bezszczotkowy silnik prądu stałego, wbudowany w napęd sterownik, enkoder inkrementalny, przekładnię harmoniczną firmy Harmonic Drive, a także w układ zintegrowanego hamulca,
- wału napędowego,
- sprzęgła,
- enkodera zewnętrznego,
- ramienia manipulatora.

Komunikacja ze sterownikiem układu napędowego zrealizowana jest za pomocą protokołu CANOpen.

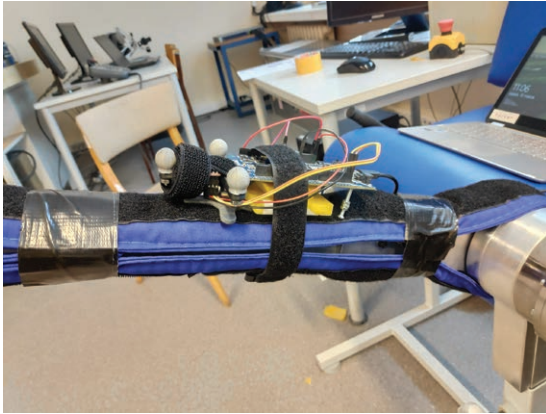


Rysunek 5. Rehabilitacyjny manipulator o jednym stopniu swobody: a) widok całego manipulatora, b) widok układu napędowego.

Na ramieniu manipulatora zamontowano moduł z czujnikiem IMU (Rys. 6). Moduł ten wyposażono również w pasywne markery dla systemu wizyjnego.

Do analizy orientacji modułu pomiarowego zastosowano system wizyjny OptiTrack. W skład wyposażenia systemu OptiTrack wchodzi:

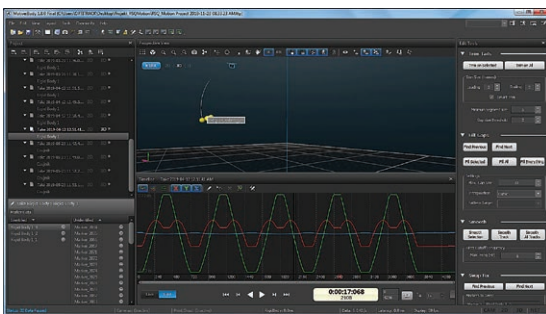
- 8 kamer,
- oprogramowanie Motive,
- pakiet programistyczny pozwalający użytkownikowi kontrolować pracę kamer,
- markery,
- port węzłowy,



Rysunek 6. Moduł pomiarowy z czujnikiem MPU zamontowany na ramieniu manipulatora rehabilitacyjnego



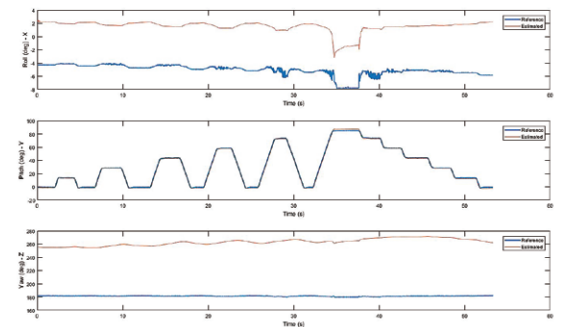
Rysunek 7. Stanowisko laboratoryjne z manipulatorem rehabilitacyjnym oraz komputerem z oprogramowaniem systemu wizyjnego OptiTrack



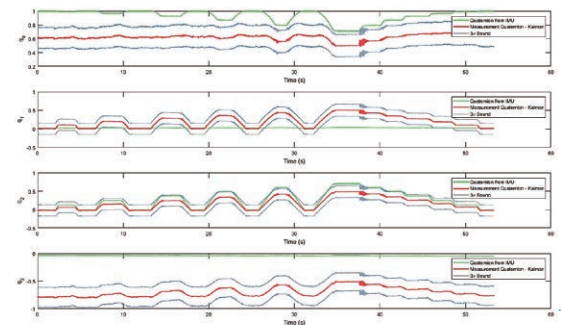
Rysunek 8. Widok programu Motive

Środowisko Motive jest platformą oprogramowania przeznaczoną do sterowania systemami przechwytywania ruchu dla różnych aplikacji śledzących. Oprogramowanie to nie tylko umożliwia użytkownikowi kalibrację i konfigurację systemu, ale zapewnia także interfejs do przechwytywania i przetwarzania danych 3D. Zarejestrowane dane mogą być nagrywane lub transmitowane na żywo do innych użytkowników systemu. Program Motive uzyskuje informacje 3D za pośrednictwem rekonstrukcji, czyli procesu kompilacji wielu obrazów 2D markerów do uzyskania współrzędnych w przestrzeni 3D.

Po przeprowadzeniu kalibracji systemu wizyjnego, utworzono model ciała sztywnego (*ang. Rigid Body*), który przeznaczony jest do dokładnej rejestracji obiektu. Do śledzenia obiektu jakim jest ciało sztywne potrzebne są znaczniki odblaskowe (markery) przymocowane do obiektu. Z tego modelu można uzyskać pozycję i orientację obiektu (6 stopni swobody). Ciałami sztywnymi są 3 lub więcej markerów usytuowanych w przestrzeni 3D, które są ze sobą połączone przy założeniu, że obiekty są nieodkształcalne. Na podstawie śledzenia markerów w programie Motive uzyskano referencyjną orientację modułu pomiarowego. Uzyskane wyniki badań z systemu wizyjnego OptiTrack reprezentują orientację śledzonego modułu pomiarowego, która może zostać zapisana za pomocą kwaternionów lub kątów Eulera.



Rysunek 9. Kąty Eulera



Rysunek 10. Kwaterniony

Na rysunku 8 przedstawiono zrzut z programu Motive w trakcie realizacji badań eksperymentalnych. Na pierwszym planie przedstawiono okna: *Perspective View* i *Timeline*. Okno *Perspective View* wykorzystywane jest do podglądu rekonstrukcji 3D zebranych danych, analizy pozycji markerów. Okno *Timeline* zawiera przebieg współrzędnych XYZ wybranego markera w trakcie wykonywanego ruchu modułu pomiarowego zamontowanego na ramieniu manipulatora rehabilitacyjnego.

Równocześnie uzyskane wyniki za pomocą filtra Kalmana porównano z danymi uzyskanymi z metody Madwicka. Wykorzystując czujnik IMU przeprowa-

dzono liczne eksperymenty. W trakcie badań manipulator realizował ruch, który polegał na przemieszczaniu ramienia z pozycji początkowej 0° do zadanej pozycji (początkowo był to kąt 15°, następnie 30°, 45°, 60°, 75° i 90°). Po osiągnięciu danej pozycji, ramię wracało do pozycji 0°. Po osiągnięciu pozycji 90°, ramię wracało do pozycji 0° zatrzymując się w pozycjach 75°, 60°, 45° 30° i 15°. Na rysunkach 9, 10 zaprezentowano przykładowe przebiegi czasowe.

Jak widać z rysunku 9, w przypadku orientacji opisanej za pomocą kąta Pitch (obrót wokół osi Y) uzyskano takie same rezultaty zarówno dla metody Madgwicka jak i filtra Kalmana. Z przeprowadzonych badań wynika iż zaproponowany filtr Kalmana prawidłowo estymuje kąty realizując zadanie filtracji oraz fuzji danych z niezależnych czujników. Zastosowanie fuzji danych z żyroskopu, akcelerometru i magnetoimetru pozwoliło na określenie 6 stopni swobody.

■ PODSUMOWANIE

W pracy zaproponowano algorytm estymacji orientacji w przestrzeni 3D wykorzystując filtr Kalmana bazujący na rachunku kwaternionów. Analizując uzyskane wyniki badań można stwierdzić że modelowanie procesu pomiarowego oraz jego implementacja i filtracja przyniosły pozytywny efekt. Uzyskane sygnały są odfiltrowane w stosunku do bezpośrednich odczytów z sensorów.

■ Publikacja powstała w ramach projektu:

„Mobilne urządzenie do ortopedycznej diagnostyki biomechaniki i motoryki ludzkiego ciała” – Program Operacyjny Inteligentny Rozwój 2014-2020 – numer wniosku o dofinansowanie: POIR.01.01.01-00-0609/18.

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] R. Bieda, R. Grygiel, Wyznaczanie orientacji obiektu w przestrzeni z wykorzystaniem naiwnego filtra Kalman, Przegląd Elektrotechniczny, Vol. 90, Nr 1/2014, s. 34-41.
- [2] S. Han and J. Wang, A Novel Method to Integrate IMU and Magnetometers in Attitude and Heading Reference Systems, Journal of Navigation, 64, (2011), pp. 727-738.
- [3] H. Fourati, N. Manamanmi, L. Afilal and Y. Handrich, "Complementary observer for body segments motion capturing by inertial and magnetic sensors", IEEE/ASME Trans. Mechatronics, vol. 19, no 1, s. 149-157, Feb. 2014
- [4] S.O.H. Madgwick, A.J.L. Harrison and A. Vaidyanathan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm", in Proc. IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot, Zurich, Switzerland Jun/Jul. 2011, s. 1-7.
- [5] S.O.H. Madgwick An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays", [Internet], Bristol, UK:X-IO Technologies, 2010. Available from: http://xio.co.uk/res/doc/madgwick_internal_report.pdf
- [6] S. Sabatelli, M. Galgani, L. Fanucci and A. Rocchi, "A Double-stage Kalman Filter for Orientation Tracking With an Integrated Processor in 9-D IMU", IEEE Trans. On Instrumentation and Measurement, Vol. 62, No. 3. March 2013.
- [7] <https://ardity.dwilches.com/>
- [8] S. Guo, J.Wu, Z.Wang and J.Qian, "Novel MARG-Sensor Orientation Estimation Algorithm Using Fast Kalman Filter", Journal of Sensors, Vol. 2017,
- [8] M. Górski, K. Wilkosz, R. Wszolek, Badania laboratoryjne układu napędowego, manipulatora rehabilitacyjnego, Praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Poznańska, 2014.



Roboty w służbie medycyny



RobinHeart

polski produkt, współpraca
FRK - Meden-Inmed



Vertimo Hi-Lo Step

polski produkt, współpraca
PIAP - Meden-Inmed

Więcej informacji na:

www.meden.com.pl

REKLAMA