

**Piotr KOPNIAK**

INSTYTUT INFORMATYKI, WEII, POLITECHNIKA LUBELSKA,  
ul. Nadbystrzycka 36 B, 20-618 Lublin

## Pomiary kątów ugięcia kończyny w stawie z wykorzystaniem inercyjnego systemu Motion Capture

Dr inż. Piotr KOPNIAK

Jest adiunktem w Zakładzie Ochrony Informacji Instytutu Informatyki na Wydziale Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Lubelskiej. Od 2004 do 2007 roku zajmował się tematyką ochrony informacji, a w szczególności ukrywaniem informacji w obrazie cyfrowym. Obecnie w pracy naukowej zajmuje się badaniami związanymi z przetwarzaniem obrazu i przechwytywaniem ruchu (ang. Motion Capture). Prowadzi zajęcia m.in. z programowania w języku Java oraz programowania urządzeń mobilnych



e-mail: p.kopniak@pollub.pl

### Streszczenie

Artykuł dotyczy zastosowań systemu rejestracji ruchu wykorzystującego inercyjne czujniki MEMS do badań aparatu ruchu człowieka. Badania tego typu umożliwią dokładniejsze diagnozy ortopedyczne oraz weryfikację postępów rehabilitacji. W artykule opisano budowę, właściwości i zasadę działania systemu Xsens Xbus Kit opartego na czujnikach MTx, metody wyznaczania kąta ugięcia kończyny w stawie na podstawie danych otrzymanych z czujników oraz przykładowe wyniki badań ruchliwości kończyny. W artykule zawarto także badania dokładności pomiaru kątów poprzez czujniki MTx.

**Słowa kluczowe:** rejestracja ruchu, grafika 3D, animacja, rehabilitacja, czujniki inercyjne.

### Measurements of bend angles of the limb in a joint with the use of an inertial motion capture system

#### Abstract

This paper concerns applications of a motion capture system based on MEMS inertial sensors to research of the human locomotion system. Such research will enable more accurate diagnosis and verification of progress of orthopedic rehabilitation. The paper describes the construction, properties and the principle of operation of the Xsens Xbus Kit based on MTx sensors (Fig. 1). It depicts the method of determining the angle of bend of the limb in a joint on the basis of data received from the sensors and sample results of the mobility of the limb, too. Each sensor of Xbus Kit system includes an integrated three-axis accelerometer, gyroscope and magnetometer. In addition, inside there is a signal processor that uses several profiles for the Kalman filter (Fig. 2). As a result, the sensors can return raw or processed data of acceleration or the Euler angles describing the orientation of the sensor in 3D space [7]. The research described in the paper deals with the measurement of the angle of bend of the elbow. To measure the bend of limb in the joint is sufficient to calculate the difference of yaw angles measured by two MTx sensors (Fig. 2). As a result of tests, the maximum error of the sensor measurement was determined. It was 1°. The sensors measured the angles accurately, consistently and done it in real time (Figs. 6 and 7). The performed studies also showed that the measurement deviations of MTx sensors did not depend on the position of the limb with the exception of the vertical orientation in which the X-axis sensor coincided with the direction of gravity. Then there is a mathematical singularity [7].

**Keywords:** motion capture, 3D graphics, animation, rehabilitation, inertial sensors.

### 1. Wstęp

Pomiary kątów ugięcia kończyn ciała ludzkiego w stawach mają szereg zastosowań. Informacje o ruchliwości stawów są istotne z punktu widzenia diagnozowania ortopedycznego mającego na celu wykrycie wad aparatu ruchu, porażań, niedowładów, skrócenia mięśni, przykurczów oraz zwiększonego lub zmniejszonego

napięcia mięśniowego [1, 2]. Pomiary kąta rozwarcia i zgięcia stawu pomagają także w monitorowaniu fizjoterapii i rehabilitacji pourazowej, np. po zerwaniu więzadeł kolanowych oraz w kinezyterapii [3]. Rejestracja kątów ugięć stawów w czasie rzeczywistym wykorzystywana jest także przez systemy Motion Capture w celu zapisu rzeczywistego ruchu postaci ludzkiej na potrzeby weryfikacji treningu sportowego oraz animacji komputerowej [4, 5]. Systemy tego typu wykorzystuje się w przemyśle filmowym i przemyśle gier komputerowych [6]. Ze względu na szybko rozwijający się zakres zastosowań systemów rejestracji ruchu oraz wymogi pracy w czasie rzeczywistym ważne stało się opracowanie szybkich, dokładnych i wygodnych metod pomiarów i rejestracji ruchu. Istnieje szereg różnego rodzaju technicznych podejść do rejestracji ruchu. Jednym ze znanych sposobów rejestracji ruchu jest wykorzystanie czujników inercyjnych. Przykładem takiego systemu jest opisany w tym artykule inercyjny system Motion Capture firmy Xsens – zestaw Xbus Kit. Artykuł zawiera opis budowy i zasadę działania systemu Xbus Kit, specyfikację danych wyjściowych tego systemu, oraz opis metody wyznaczania kąta ugięcia stawu na ich podstawie. Do badań wykorzystano oprogramowanie dołączone przez producenta oraz oprogramowanie autorskie. Wyniki przeprowadzonych pomiarów ruchliwości stawu łokciowego porównano z wynikami wcześniej prowadzonych badań ruchliwości opartych na pomiarach optycznych wykonywanych za pomocą kontrolera Microsoft Kinect.

### 2. Budowa i zasada działania systemu badawczego

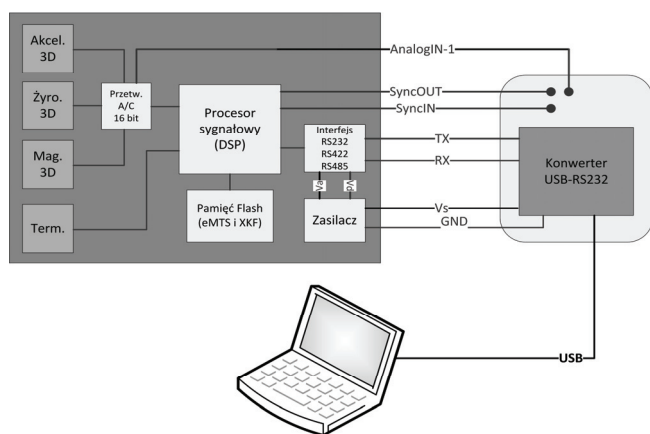
Rejestracja ruchu ciała może być przeprowadzona z wykorzystaniem różnego rodzaju systemów motion capture, tzn. rozwiązań opartych na pomiarach mechanicznych, pomiarach pola elektromagnetycznego, analizie zarejestrowanego obrazu oraz pomiarach inercyjnych. Niestety większość z nich ma znaczące wady z punktu widzenia zastosowań medycznych i sportowych. Systemy mechaniczne stosują montowany na ciele egzozoskielet, który utrudnia niektóre ruchy, a systemy wizyjne oraz magnetyczne wymagają stacjonarnego zestawu kamer lub emiterów pola, więc nie są mobilne. Najlepszym rozwiązaniem dla wymienionych zastosowań okazuje się wykorzystanie systemów inercyjnych.



Rys. 1. System rejestracji ruchu Xsens Xbus Kit z dwoma czujnikami MTx  
Fig. 1. Xsens Xbus Kit motion capture system with two MTx sensors

Systemy inercyjne wykorzystują niewielkie czujniki MEMS montowane do poszczególnych segmentów ciała ludzkiego, które rejestrują ich ruch w czasie rzeczywistym [7]. Przykładem takiego systemu jest wybrany do badań zestaw Xbus Kit firmy Xsens przedstawiony na rysunku 1.

System Xsens wykorzystuje czujniki ruchu MT (ang. motion trackers) oraz stacje bazowe zbierające dane od czujników i komunikujące się z komputerem poprzez port USB lub bezprzewodowo przez interfejs Bluetooth. Schemat takiego systemu przedstawia rysunek 2.



Rys. 2. Budowa wewnętrzna i sposób podłączenia do komputera czujnika Xsens MTx  
Fig. 2. Inner structure and method of connecting Xsens MTx sensor to a computer

Wewnątrz czujnika znajdują się działające w trzech wymiarach akcelerometr, żyroskop i magnetometr, przetwornik analogowo-cyfrowy, procesor sygnałowy, interfejs komunikacyjny oraz zasilacz. Procesor ma pamięć flash, w której znajduje się konfiguracja urządzenia, m.in. profil działania filtra Kalmana. Poza czujnikiem na diagramie znajduje się podłączony do komputera konwerter zapewniający transmisję szeregową przez port USB. Znajduje się on w zewnętrznej stacji bazowej, z którą komunikują się czujniki.

Wybrane parametry czujników typu MTx przedstawia tabela 1 [7, 9].

Tab. 1. Wybrane parametry czujnika MTx wg specyfikacji producenta  
Tab. 1. Chosen parameters of the MTx sensor according to specifications of the producer

Parametr	Wartość
Stacyczna dokładność pomiaru kątów przechylenia i pochylenia (roll/pitch)	<0,5°
Dynamiczna dokładność pomiaru kątów	2,0°
Dokładność pomiaru odchylenia (yaw)	<1,0°
Błąd pomiędzy płaszczyzną pomiarową XY a obudową	<3,0°
Nieortogonalność układu współrzędnych	<0,1°
Szybkość pomiaru żyroskopu	300°/s lub 1200°/s
Maksymalne mierzone przyspieszenie: 50 m/s <sup>2</sup>	50 m/s <sup>2</sup> lub 180 m/s <sup>2</sup>
Zakres temperatur pracy	-20 do 60 °C
Częstotliwość wyjściowa (pomiarów)	do 256 Hz
Interfejsy komunikacyjne	RS232/485/USB
Masa	30g

Orientacja przestrzenna czujnika MT wyliczana jest poprzez zastosowanie opracowanej przez producenta wersji filtra Kalmana (w skrócie XKF-3, gdzie 3 oznacza liczbę stopni swobody). Algorytm filtra XKF-3 wykorzystuje sygnały z żyroskopów, akcelerometrów i magnetometrów do obliczenia optymalnej statystycznie orientacji w przestrzeni 3D. Dodatkowo obliczenia eliminują dryf zarówno statycznego jak i dynamicznego wyznaczania położenia przestrzennego. Dryf wynika z integracji danych przyspieszenia

kątowego z żyroskopów. Jest on kompensowany na podstawie wskazań akcelerometrów i magnetometrów [7]. Jest to kompensacja orientacji przestrzennej i kursu. System tego typu zwany jest skrótowo AHRS (Attitude and Heading Reference System) [8].

### 3. Dane wyjściowe systemu

Dane wyjściowe czujników MTx to dane o orientacji przestrzennej lub nieprzetworzone dane inercyjne. Oba typy danych mogą być także zwracane jednocześnie w postaci jednego pakietu. Dane te mogą być skalibrowane lub nie. Kalibracja wykonywana w procesorze DSP powoduje korekcję pomiarów ze względu na ich zależność od temperatury otoczenia.

Odczyty z czujników podawane są w odniesieniu do prawoskrętnego układu współrzędnych trójwymiarowych. Każdy czujnik mierzy orientację przez określenie odchylenia lokalnego układu współrzędnych od prawoskrętnego układu współrzędnych Ziemi (gdzie X - wskazuje na magnetyczną północ, Y - zachód, Z - kierunek do góry). Czujnik ma możliwość konfiguracji deklinacji w celu eliminacji błędu między magnetycznym i rzeczywistym kierunkiem północnym. Możliwe jest także przestawienie domyślnego układu współrzędnych czujnika na układ NED (North-East-Down) stosowany w technice kosmicznej.

Z punktu widzenia pomiaru kątów ugięcia stawu użyteczną funkcją oprogramowania czujników jest możliwość arbitralnego ustawienia wewnętrznego układu współrzędnych oraz zerowanie ustawień. Dzięki temu możliwe jest zamontowanie czujników na badanym obiekcie i zresetowanie odchylenia lokalnego układu współrzędnych w stosunku do globalnego układu współrzędnych. Czyli obrót układu lokalnego czujnika do takiej pozycji jakby czujnik leżał płasko skierowany ku północy. Takie rozwiązanie umożliwia pomiar wychyleń obiektu bez dodatkowych przeliczeń na komputerze.

Dane wyjściowe dotyczące orientacji mogą mieć różne reprezentacje:

- zespołu kwaternionów,
- kątów Eulera,
- macierzy rotacji (kosinusowej macierzy kierunkowej).

Dodatnia rotacja jest zawsze prawoskrętna, czyli zgodna z zasadą prawej ręki lub kierunkiem zgodnym z kierunkiem wskazówek zegara [9].

W przypadku prowadzonych badań wykorzystano pomiar kątów Eulera występujących między lokalnym i globalnym układem współrzędnych, czyli przechylenia (ang. roll - rotacji względem osi X), pochylenia (ang. pitch - rotacji względem osi Y) i odchylenia (ang. yaw - rotacji względem osi Z). Kąty Eulera mierzone są względem osi XYZ układu współrzędnych Ziemi i oznaczane są następująco:

$\Phi$  - przechylenie, z przedziału  $[-180^\circ, 180^\circ]$ ,

$\Theta$  - pochylenie, z przedziału  $[-90^\circ, 90^\circ]$ ,

$\Psi$  - odchylenie, z przedziału  $[-180^\circ, 180^\circ]$ .

### 4. Oprogramowanie badawcze

Zestaw Xbus Kit dystrybuowany jest z aplikacją MT Manager do konfiguracji zestawu, a także prowadzenia pomiarów oraz z bibliotekami programistycznymi MT SDK. Aplikacja MT Manager umożliwia wyszukanie podłączonych urządzeń przez interfejs Bluetooth, ustawienie parametrów transmisji danych oraz odbiór samych danych. Położenia przestrzenne czujników obrazowane są za pomocą trójwymiarowych wizualizacji oraz wykresów przedstawiających w czasie rzeczywistym bieżące wartości kątów Eulera. Biblioteki SDK przeznaczone są dla języków C/C++ i umożliwiają wytwarzanie własnego oprogramowania współpracującego z czujnikami ruchu.

Ograniczenie bibliotek programistycznych do języków C/C++ spowodowało konieczność wykonania autorskiego wrappera dla języka Java. Wrapper wykorzystuje technologię JNI (Java Native Interface) i stanowi oprogramowanie pośrednie umożliwiające

korzystanie z funkcji MT SDK w programach pisanych w języku Java. Wrapper ma postać dodatkowej biblioteki dla języka C++ (dll dla systemu Windows) oraz pakietu klas języka Java.

Na potrzeby badań wykorzystano dwie aplikacje: MT Manager do zapisu i prezentacji graficznej danych ruchu oraz autorską aplikację w języku Java bazującą na zaprogramowanym wcześniej wrapperze, służącą do obliczeń kątów ugięcia stawu w czasie rzeczywistym.

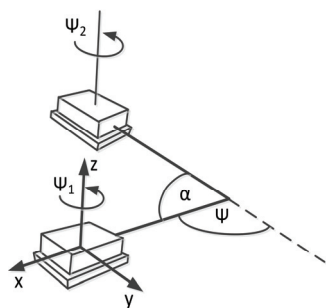
## 5. Metody pomiaru kąta w ugięcia kończyny

Przedmiotem prowadzonych badań jest opracowanie skutecznych metod pomiaru kąta ugięcia kończyny w stawie, a także algorytmów umożliwiających trwałą rejestrację tego ugięcia w funkcji czasu, czyli zapisu ruchu. Zapisany ruch będzie można następnie poddawać analizie, np. w celu automatycznego rozpoznawania gestów, czy wad aparatu ruchu.

We wcześniej przeprowadzanych badaniach opisanych m. in. w publikacji [10] do pomiaru ugięcia stawu wykorzystano metody optyczne i kontroler Microsoft Kinect. Kontroler Kinect rejestruje scenę 3D, jako mapę głębokości przez analizę układu siatki punktów wyświetlanej przez promiennik podczerwieni wbudowany w urządzenie. Następnie mapa ta przetwarzana jest przez oprogramowanie na komputerze, np. Kinect SDK lub OpenNI w celu rozpoznania sylwetek ludzkich i wyliczenia położenia elementów ich szkieletów.

Mapa głębokości została zarejestrowana przez kontroler dokładnie jednak algorytmy wyliczające położenie poszczególnych elementów szkieletu były na tyle niedokładne, że uniemożliwiły dokładny pomiar kątów. Jak wykazały pomiary maksymalny błąd pomiaru w płaszczyźnie prostopadłej do kierunku obserwacji kontrolera wynosił  $4^\circ$ , a w płaszczyźnie równoległej nawet  $32^\circ$ . Nieznaczłą poprawę przyniosło zastosowanie dwóch kontrolerów jednocześnie i uśrednienie wyników. W przypadku prostopadłej płaszczyzny ruchu błąd wahał się w granicach  $1^\circ$ - $3^\circ$ . W związku z tym, że wyniki nie były zadowalające wybrano nową metodę pomiarową wykorzystującą czujniki inercyjne.

Do pomiaru ugięcia ręki w stawie łokciowym wykorzystano układ badawczy, który składał się z dwóch czujników MTx zamontowanych na zewnętrznej powierzchni ramienia i przedramienia lewej ręki człowieka (rys. 1).



Rys. 3. Zależności kątowe dwóch czujników MTx, gdzie:  $\Psi_1$  i  $\Psi_2$  - odchylenia czujników,  $\Psi$  - kąt ugięcia kończyny w stawie,  $\alpha$  - kąt rozwarcia stawu  
Fig. 3. Angular correlation of two MTx, where  $\Psi_1$  i  $\Psi_2$  - yaw angles of sensors,  $\Psi$  - angle of limb band in the joint,  $\alpha$  - angle of aperture of the joint

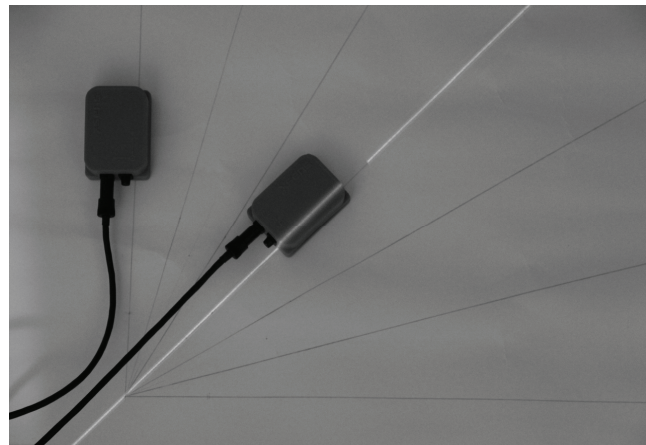
Ze względu na dogodny położenie czujników w jednej płaszczyźnie XY wg układu współrzędnych czujników oraz ze względu na rodzaj danych wyjściowych czujników w postaci kątów Eulera wyznaczenie kąta ugięcia stawu  $\Psi$  wymagało jedynie obliczenia bezwzględnej różnicy kątów odchylenia obu czujników, czyli  $\Psi_1$  i  $\Psi_2$ :

$$\Psi = |\Psi_2 - \Psi_1| \quad (1)$$

Zależności odchylenia czujników i kąta ugięcia stawu przedstawia rysunek 3.

## 6. Przeprowadzone badania

Badania z czujnikami inercyjnymi rozpoczęto od określenia dokładności ich wskazań. Podawana przez producenta dokładność czujników MTx została zweryfikowana za pomocą badań kątów odchylenia na planszy z naniesionymi liniami wychodzącymi z jednego punktu pod kątami:  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  i  $90^\circ$ . Do dokładnego ustawienia obu czujników na liniach pomiarowych wykorzystano zaznaczone przez producenta na obudowach czujników kierunki osi ich lokalnych układów współrzędnych oraz poziomicę laserową (rys. 4).

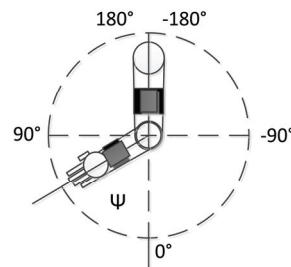


Rys. 4. Ustawianie czujników na planszy pomiarowej do weryfikacji dokładności wskazań kątów odchylenia z wykorzystaniem poziomici laserowej  
Fig. 4. Setting of sensors on the measurement board to verify the accuracy of a yaw angles using a laser level

Wyniki badania potwierdziły, że dokładność pomiaru nie odbiega od danych podawanych przez producenta, który podaje, że maksymalny błąd pomiaru odchylenia przez czujnik wynosi  $1^\circ$ . Zmierzony sumaryczny błąd dwóch czujników nie przekraczał  $2^\circ$ , a w większości przypadków wynosił  $0^\circ$  (różnica wartości odchylenia mierzonych przez czujniki była zgodna z kątem pomiędzy liniami wzorcowymi na planszy). W związku z tym można było założyć, że pomiary kątów będą wiarygodne.

Pomiary kąta ugięcia wykonane zostały na kończynie wyprostowanej i ustawionej poziomo, prostopadle do ciała, a także odchylonej od ciała pod kątem zbliżonym do  $45^\circ$ .

Część pomiarów wykonano z wstępnym zerowaniem czujników po zamontowaniu na badanej kończynie i bez zerowania. Zerowanie umożliwiło odczyt bezpośredni kąta  $\Psi$ . Możliwy zakres wartości różnicy kątów odchylenia po zerowaniu czujników zawierał się w przedziale od  $-180^\circ$  do  $180^\circ$ , co przedstawiono na rysunku 5.

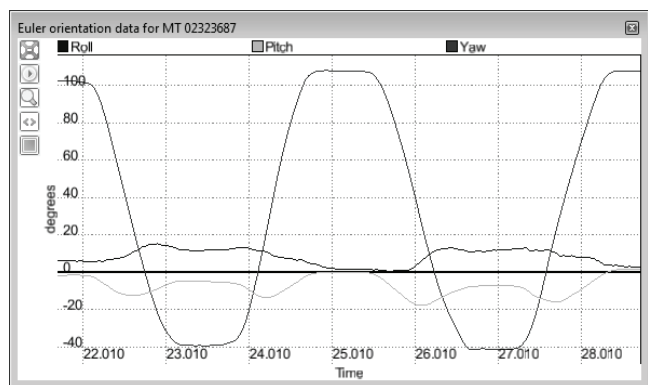


Rys. 5. Zakres możliwych wartości kątów odchylenia czujników  
Fig. 5. The range of possible values of yaw angles of sensors

Zerowanie ustawień umożliwiło także proste wyznaczenie kąta przeprostu w stawie, czyli wychylenia przedramienia o kącie ujemnym w stosunku do ramienia.

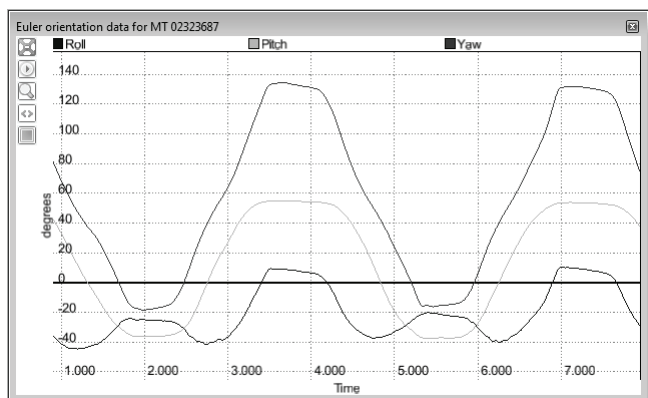


Pomiary kąta ugięcia ręki w stawie łokciowym wykazały, że rejestrowane wartości ugięć są powtarzalne, czyli układ nie ma zauważalnego dryfu wartości mierzonej w czasie. Potwierdza to regularnie zmienny przebieg wartości kąta odchylenia widoczny na wykresach przedstawionych na rys. 6 i 7. Amplituda różnicy kątów odchylenia czujników nie zmienia się w znaczący sposób podczas kolejnych zgięć i wyprostów. Dla badanej osoby maksymalny kąt ugięcia wahał się w zakresie 152,8°-154°.



Rys. 6. Przebieg zmian wartości kątów przechylenia, pochylenia i odchylenia podczas zginania ręki odchylonej od ciała pod kątem 90°

Fig. 6. Changes of the tilt angle, pitch angle and yaw during bending of the arm angled away from the body inclined at an angle of 90°



Rys. 7. Przebieg zmian wartości kątów przechylenia, pochylenia i odchylenia podczas zginania ręki odchylonej od ciała pod kątem zbliżonym do 45°

Fig. 7. Changes of the tilt angle, pitch angle and yaw during bending of the arm angled away from the body inclined at an angle of 45°

Skuteczność pomiarów nie zależała od kąta odchylenia ręki od ciała, co przedstawiają przebiegi zmian wartości kątów na wykresach oraz maksymalne i minimalne wartości odchylenia zarejestrowane w obu położeniach a zestawione w tabeli 2.

Tab. 2. Pomiary kąta ugięcia stawu przy różnych położeniach kończyny  
Tab. 2. Measurements of the band angle of the joint at different position of the limb

Kąt odchylenia ręki od ciała	Wartość średnia minimalnego odchylenia	Wartość średnia maksymalnego odchylenia	Różnica wartości odchylenia (maksymalny kąt ugięcia stawu)
90°	117,5°	-36,5°	154°
45°	134,4°	-18,4°	152,8°

Problematyczny okazał się tylko pomiar kąta ugięcia kończyny poruszającej się w płaszczyźnie pionowej, tzn. gdy kąt pochylenia osi X układu współrzędnych czujnika osiąga 90°. Wynika to

z matematycznej osobliwości kątów Eulera i nakładania się kierunków dwóch osi.

## 7. Wnioski

Inercyjny system motion capture ma szereg zalet w stosunku do systemów optycznych. Po pierwsze jest przenośny i może być wykorzystany, np. do badania ruchu sportowców podczas uprawiania sportu lub badań pacjentów w poradni ortopedycznej lub rehabilitacyjnej. Jest też tańszy od wizyjnych, czy magnetycznych systemów motion capture, nie licząc rozwiązań budżetowych opartych na kontrolerach ruchowych, jak Microsoft Kinect, który nadaje się do sterowania grą, ale nie oferuje wystarczającej jakości pomiaru kątów ugięcia stawów i często zwraca błędne dane.

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że Xbus Kit jest systemem bardzo dokładnym, który mierzy kąty ugięcia stawów z dokładnością do 1-2° w czasie rzeczywistym. Duża częstotliwość pomiaru umożliwia dokładną analizę ruchu nawet w przypadku analizy uderzeń. Uzyskane dane nie wymagają wtórnego przetworzenia (ang. post processing). Pomiary wykonywane z wykorzystaniem zestawu Xbus Kit są powtarzalne i wiarygodne. Dzięki wykorzystaniu danych wyjściowych w postaci kątów Eulera pomiary są wykonywane prawidłowo w zasadzie niezależnie od ustawienia kończyny.

W dalszych etapach badań przewidziany jest rozwój autorskiego oprogramowania badawczego, które umożliwi zapis danych o ruchu w celu ich późniejszej analizy, klasyfikacji i automatycznego rozpoznawania.

## 8. Literatura

- [1] Zhou H., Hu H.: Human motion tracking for rehabilitation-A survey. Biomedical Signal Processing and Control Volume 3, Issue 1, pp. 1-18, 2008.
- [2] Lebel K., Boissy P., Hamel M., Duval C.: Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity. PLoS ONE 8(11): e79945. doi: 10.1371/journal.pone.0079945, 2013.
- [3] Schulze M., Calliess T., Gietzelt M., Wolf K. H., Liu T. H., Seehaus F., Bocklage R., Windhagen H., Marscholke M.: Development and clinical validation of an unobtrusive ambulatory knee function monitoring system with inertial 9DoF sensors, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, pp. 1968-971, 2012.
- [4] Pellegrini A., Tonino P., Paladini P., Cutti A., Ceccarelli F., Porcellini G.: Motion analysis assessment of alterations in the scapulo-humeral rhythm after throwing in baseball pitchers. Musculoskeletal Surgery, Volume 97, Issue 1 Supplement, pp. 9-13, 2013.
- [5] Kopniak P., Motion Capture Data Visualization Developed with the Utilization of jMonkeyEngine, Computer Graphics. Selected Issues, University of Szczecin, 2010.
- [6] Kitagawa M., Windsor B.: MoCap for Artists. Workflow and Techniques for Motion Capture, Elsevier, 2008.
- [7] MTi and MTx User Manual and Technical Documentation, Document MT0100P, Revision P, 21 Mar 2012, Xsens Technologies B.V., 2012.
- [8] Kaniewski P.: Wspólne przetwarzanie danych nawigacyjnych AHRS i GPS za pomocą filtra Kalmana, Biuletyn WAT, Vol. LV, Nr 1, 2006.
- [9] MTx, 3DOF Orientation Tracker, Xsens Technologies B.V., 2012.
- [10] Kopniak P.: Rejestracja ruchu za pomocą urządzenia Microsoft Kinect., Pomiary Automatyka Kontrola VOL. 58, Wydawnictwo PAK, Warszawa, 2012.