

**Karolina ZABORSKA**, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze  
**Katarzyna JOCHYM CZYK-WOŹNIAK**, **Piotr WODARSKI**, **Andrzej BIENIEK**,  
Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

## **PORÓWNANIE SYSTEMÓW PRZESTRZENNEJ ANALIZY RUCHU NA PRZYKŁADZIE SYSTEMÓW OPTYCZNYCH I AKCELEROMETRYCZNYCH**

**Streszczenie:** Artykuł prezentuje wyniki porównania dwóch systemów służących do analizy ruchu człowieka- optycznego DTrack2 oraz akcelerometrycznego Xsens. Badania przeprowadzono w Wirtualnej Jaskini (zwanej systemem Cave) znajdującej się w Centrum Nowych Technologii w Gliwicach. Porównania dokonano na podstawie wielkości czasowo - przestrzennych wyznaczonych podczas badań doświadczalnych i obliczonych w programie Matlab. Porównanie danych przedstawiono na podstawie obliczonego błędu średniokwadratowego oraz współczynnika korelacji Pearsona.

**Słowa kluczowe:** systemy do analizy ruchu, motion capture, Xsens.

### **1. WSTĘP**

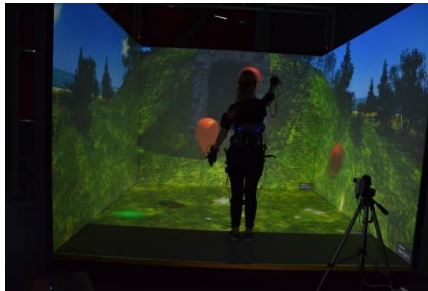
W przeciągu ostatnich lat znacznemu rozwojowi uległy techniki śledzące ruch człowieka (z ang. Motion Capture), których zadaniem jest sekwencyjne odtworzenie układu ciała [1]. Techniki te są powszechnie wykorzystywane w dziedzinach badań biomechanicznych, w medycynie oraz branży rozrywkowej- w procesie powstawania filmów lub gier video [2]. Obecnie można wyróżnić wiele systemów które są wykorzystywane do tych celów, jak np. systemy optyczne, akcelerometryczne, mechaniczne, magnetyczne [4]. Różnią się one od siebie budową techniczną oraz parametrami- rozdzielczością, dokładnością oraz szybkością transmisji danych. Każdy z tych systemów wykazuje różnice w wartościach w określonych warunkach lub podczas rejestracji różnego rodzaju aktywności, dlatego też badania polegające na porównywaniu poszczególnych technik Motion Capture są istotne, ponieważ pozwalają na wyznaczenie ich wad oraz zalet. Jest to bezpośrednio powiązane z możliwością określenia w jakich warunkach dany system pracuje lepiej lub podczas jakiego rodzaju badań, np. podczas rejestracji czynności dynamicznych takich jak taniec, podczas kręcenia filmu, gdzie potrzebna jest wysoka rozdzielczość obrazu lub w medycynie/biomechanice, gdy ważne jest dokładne odwzorowanie ruchu badanego w celu określenia jego dysfunkcji lub postępu rehabilitacji [5].

### **2. CEL I METODYKA BADAŃ**

Celem pracy jest analiza porównawcza dwóch systemów pomiarowych, na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych- optycznego DTrack2 oraz akcelerometrycznego

Xsens. Porównanie danych przedstawiono na podstawie obliczonego błędu średniokwadratowego oraz współczynnika korelacji Pearsona.

Badania odbyły się z wykorzystaniem systemu Cave, zwanego Wirtualną Jaskinią 3D, której działanie opiera się na wielościanowej projekcji obrazu, po założeniu okularów 3D badany zostaje przeniesiony do wirtualnej rzeczywistości, gdzie może bezpośrednio oddziaływać na aplikację, która jest prezentowana w formie scenerii 3D. Czynności wykonywane podczas badań, to podnoszenie kubka odpowiednio prawą i lewą ręką oraz zbijanie balonów polegające na naprzemiennych wymachach prawą i lewą ręką. Każda z aktywności została powtórzona trzykrotnie.



Rys. 1. Jaskinia Cave w której odbyły się badania

Badania przeprowadzono z udziałem czterech kobiet (B1-B4) w średniej wieku- 22, waga- 52,75 kg, wzrost- 165,5 cm, u których nie stwierdzono żadnych defektów kończyn górnych i dolnych, a także przebytych wcześniej urazów kończyny górnej, które mogłyby wpłynąć na wyniki badań.

Ruch zarejestrowano korzystając z dwóch systemów jednocześnie. Pierwszym z nich był system optyczny firmy DTrack2, który w swym działaniu wykorzystywał markery pasywne oraz cztery kamery emitujące światło podczerwone, dzięki nim możliwe było wyznaczenie pozycji przestrzennej oraz orientacji dłoni, następnie zarejestrowane dane zostały przekazane do aplikacji. Drugim systemem był system akcelerometryczny firmy Xsens, w skład którego wchodził kombinezon z wbudowanymi czujnikami inercyjnymi.

Przed rejestracją sygnału, konieczne było dokonanie kalibracji systemu akcelerometrycznego, czego trzeba było dokonać po każdorazowej zmianie położenia markerów. Przeprowadzono ją w dwóch etapach- w pierwszym z nich wprowadzono do oprogramowania wymiary antropometryczne badanej osoby (wiek, waga, wzrost, rozpiętość ramion, szerokość ramion, szerokość bioder, wysokość biodra, wysokość kolana, wysokość kostki, długość stopy), w drugim badany został poproszony o wykonanie trzech pozycji- N-pose (swobodny opad rąk wzdłuż tułowia), T-pose (wyprostowane ręce na boki równoległe do podłoża) oraz Hand touch (okrężne ruchy dłoni, naprzemiennie równoległe i prostopadle do tułowia), które miały na celu wyznaczenie długości segmentów, określenie położenia stawów oraz czujników na ciele, transformacji w nadgarstkach, dostarczenie danych na temat wirtualnego szkieletu.

Układy współrzędnych systemów pomiarowych miały zgodne orientacje osi, natomiast względne przesunięcie położenia początków zostało zniwelowane poprzez odjęcie składowej stałej od zmierzonych przebiegów.

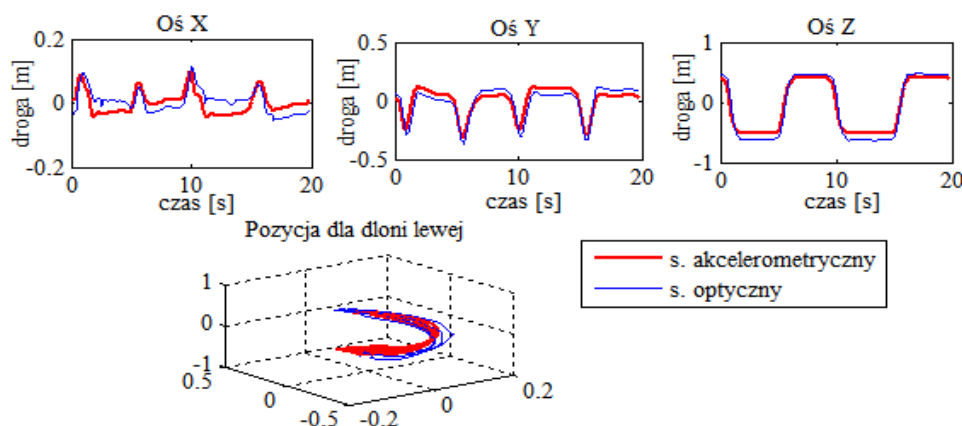
### 3. ANALIZA WYNIKÓW

Na podstawie zarejestrowanych podczas doświadczenia danych otrzymano informacje na temat zmiany położenia prawej i lewej dłoni podczas badania dla każdej aktywności oraz klatek czasowych w trakcie których te zmiany zachodziły. Na ich podstawie za pomocą programu napisanego w środowisku Matlab wyznaczono wartości błędu średniokwadratowego RMS, korelacji Pearsona oraz przebiegi dla przemieszczenia,

przyspieszenia i odległości krzywych. Przedstawiono przebiegi dla jednej wybranej badanej osoby- B1.

### 3.1. Dokładność pozycjonowania

Rysunek 2 przedstawia pozycję lewej ręki podczas wykonywania czynności Z1, która miała na celu zabicie wirtualnych balonów poprzez naprzemienne wymachy rękami. Trzy pierwsze wykresy obrazują zmianę położenia ręki w funkcji czasu odpowiednio dla osi X (oś strzałkowa), Y (oś poprzeczna), Z (oś pionowa), natomiast wykres poniżej pokazuje jak ruch tej ręki wyglądał w przestrzeni. Kolorem niebieskim oznaczono sygnał zarejestrowany przez system optyczny, natomiast kolorem czerwonym przez system akcelerometryczny.

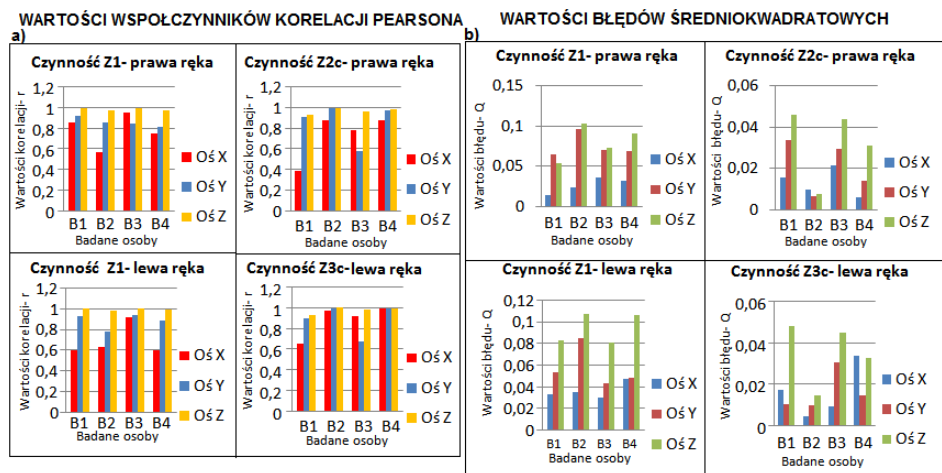


**Rys. 2.** Wykresy przedstawiające przemieszczenie położenia ręki lewej (oś X, Y, Z, 3D) dla czynności Z1 wykonanej przez badanego B1, kolorem niebieskim oznaczono przebiegi z systemu optycznego, natomiast czerwonym – z akcelerometrycznego

Na podstawie powyższych przebiegów (rys. 2) można zauważyć, że zakres wartości przebiegów z systemu optycznego (kolor niebieski) jest większy w porównaniu do systemu akcelerometrycznego (kolor czerwony). W celu ich porównania wyliczono na podstawie przebiegów z osi Z różnicę odległości pomiędzy wartościami maksymalnymi i minimalnymi, dla systemu optycznego zakres wyniósł 106 cm, natomiast dla systemu akcelerometrycznego- 98 cm. Różnica przebytej drogi dla tej osi wynosi więc 8 cm. Dla obydwu systemów pomiar dotyczył położenia środka dłoni.

### 3.2. Błąd RMS i współczynnik korelacji Pearsona

Na podstawie przebiegów przemieszczenia położenia dłoni dokonano ich porównania za pomocą wyliczenia błędu średniokwadratowego (RMS) oraz współczynnika korelacji Pearsona. Obliczeń dokonano na podstawie uśrednionych wartości z trzech przebiegów jednej czynności dla danej osoby. Na ich podstawie wykreślono wykresy słupkowe (rys. 3) przedstawiające wartości współczynników korelacji Pearsona (lewy wykres) i wartości błędów średniokwadratowych (prawy wykres) dla wszystkich badanych (B1 - B4), dla wszystkich analizowanych czynności (Z1- naprzemienne wymachy rękami, Z2c, Z3c- podnoszenie kubka odpowiednio prawą i lewą ręką).



Rys. 3. Wykresy kolumnowe przedstawiające a) wartości współczynników korelacji Pearsona b) wartości błędów średniokwadratowych, zarejestrowanych przez system DTrack2 i XSens przebiegów przemieszczenia dla czynności Z1, Z2c, Z3c, dla badanych B1-B4

Analizując powyższe wykresy zauważono, że największy współczynnik korelacji i błąd średniokwadratowy odpowiada osi Z ( $Q_z = 0,91 - 0,99$ ,  $|r_{z1z2}| = 0,008 - 0,107$  m), następnie osi Y ( $Q_y = 0,58 - 0,99$ ,  $|r_{y1y2}| = 0,007 - 0,0969$  m) i osi X ( $Q_x = 0,39 - 0,98$  m,  $|r_{x1x2}| = 0,004 - 0,0552$  m). W celu porównania wszystkich wyników wyliczono średnią wartość błędu średniokwadratowego i współczynnika korelacji Pearsona na podstawie aktywności Z1 (zbicie wirtualnych balonów), Z2c i Z3c (podnoszenie kubka prawą i lewą ręką), dla wszystkich badanych osób (B1 - B4). Wyniki przedstawiono w tabeli 1.

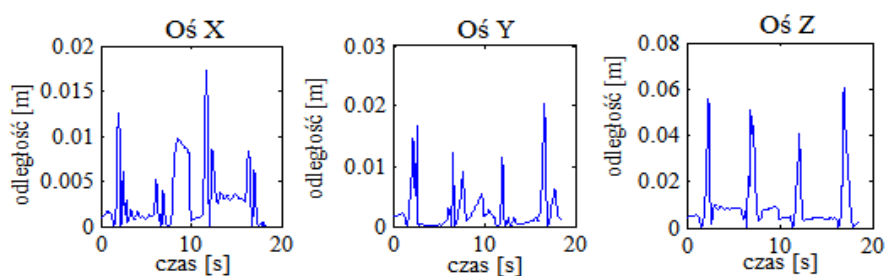
Tabela 1. Średnie wartości błędu średniokwadratowego oraz współczynnika korelacji Pearsona

Wartości błędu średniokwadratowego dla osi X, Y, Z [m]			Wartości współczynnika korelacji Pearsona dla osi X, Y, Z		
$Q_x$ [m]	$Q_y$ [m]	$Q_z$ [m]	$ r_{x1x2} $	$ r_{y1y2} $	$ r_{z1z2} $
0,0232	0,0434	0,0608	0,7744	0,8619	0,9799

Zaobserwowano znaczną różnicę pomiędzy wartościami błędów RMS dla czynności Z1 dla prawej i lewej ręki (zbijanie wirtualnych balonów) oraz Z2c i Z3c (podnoszenie wirtualnego kubka odpowiednio prawą i lewą ręką). Średnia wartość błędów dla czynności Z1 wynosi 0,0616 m natomiast dla czynności Z2c i Z3c - 0,0224 m. Wartości błędów dla czynności Z1 są prawie trzykrotnie większe. Może to wynikać z większych wartości prędkości osiągniętych podczas wykonywania tego ruchu- dla czynności Z1 max. prędkość wynosiła 1,2 m/s, natomiast dla czynności Z2c i Z3c około 0,4 m/s, lub większą złożonością ruchu ręki podczas tego zadania.

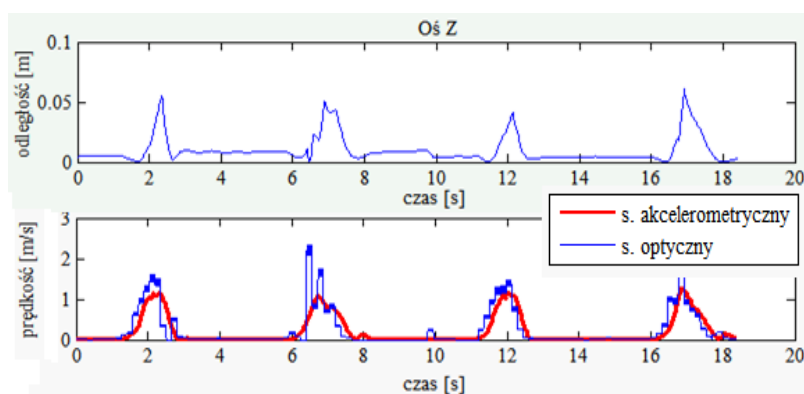
### 3.3. Odległości krzywych

Na podstawie przebiegów przemieszczenia zarejestrowanych przez system optyczny i akcelerometryczny obliczono ich różnicę odległości, dzięki czemu powstały wykresy przedstawiające odległości krzywych odpowiednio dla osi X, Y, Z. Na rysunku 4 przedstawiono przykładowy przebieg dla czynności Z1 wykonanej przez badanego B1.



Rys. 4. Wykresy przedstawiające odległości krzywych występujące na osiach X, Y, Z podczas wykonywania czynności Z1 przez badanego B1

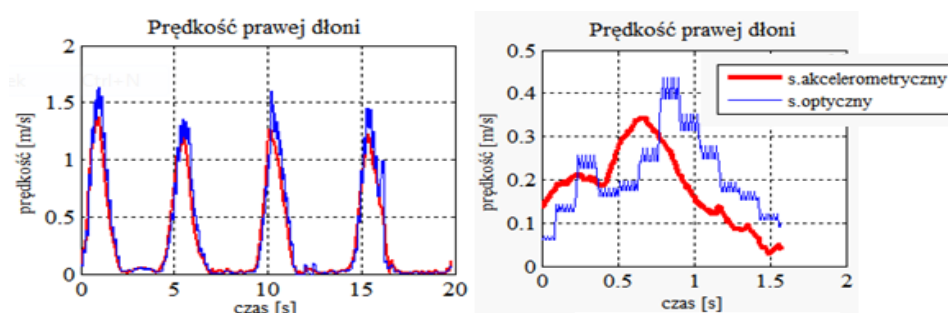
Na podstawie powyższych przebiegów można zaobserwować największą wartość odległości krzywych dla osi Z- 25 cm, następnie dla osi Y- 15 cm i osi X- 13 cm. Ponadto zauważono, że odległość krzywych zmienia się wraz ze zmianą prędkości (rys. 5).



Rys. 5. Wykresy przedstawiające odległość krzywych (wykres górny) oraz przebieg prędkości (wykres dolny) dla czynności Z1 wykonanej przez badanego B1

### 3.4. Dokładność wyznaczania prędkości

Na podstawie danych przemieszczenia położenia ręki oraz czasu wyliczono prędkość przemieszczenia dłoni badanej osoby. Na rysunku 6 zestawiono przykładowe przebiegi wypadkowe prędkości zarejestrowane dla badanego B1 podczas ruchu prawej ręki dla czynności Z1 (lewy wykres) oraz Z2c (prawy wykres). Kolorem czerwonym zaznaczono przebiegi dla systemu akcelerometrycznego, natomiast niebieskim dla optycznego.



Rys. 6. Wykresy prędkości w funkcji czasu dla czynności Z1 (po lewej) i Z2c (po prawej) zarejestrowane przez system optyczny i akcelerometryczny dla badanego B1 podczas ruchu prawą ręką

Na podstawie powyższych wykresów można zauważyć że w przypadku prędkości zarejestrowanej przez system optyczny (kolor niebieski) występują oscylacje. Może być to spowodowane tym, że system akcelerometryczny dokonuje wstępnej filtracji danych, natomiast dane z systemu DTrack2 nie zostały przefiltrowane. Dodatkowo sygnał zarejestrowany przez system optyczny jest przesunięty względem sygnału zarejestrowanego

przez system akcelerometryczny. Wolniejsza reakcja systemu DTrack2, może być spowodowana mniejszą wydajnością aplikacji- system DTrack2 wykonuje 6 - 20 pętli na sekundę, natomiast system Xsens- 120. Dodatkowo system optyczny pokazuje większe wartości prędkości, może to wynikać z braku przeprowadzonej filtracji lub z różnych wartości przemieszczenia zarejestrowanych przez oba systemy (rys. 1).

#### 4. WNIOSKI

Przeprowadzone badania z wykorzystaniem systemu optycznego firmy DTrack2 oraz akcelerometrycznego Xsens służących do rejestracji ruchu człowieka pozwoliły na ich porównanie i wskazały na różnice rejestrowanych przez te systemy sygnałów. Zgodnie z wcześniej przeprowadzonymi badaniami [3], system akcelerometryczny dzięki wstępnej filtracji danych z czujników pomiarowych, wykazuje bardziej wygładzone przebiegi aniżeli system optyczny. Największą wartość obliczonego błędu średniokwadratowego wyliczono w osi pionowej Z. Wynika to z największego zakresu przemieszczenia w tej osi podczas ruchu. Niemniej jednak w tej osi wyliczono największą wartość korelacji Pearsona, co wskazuje, że przebiegi te w tej osi miały najbardziej zbliżone do siebie kształty trajektorii przemieszczenia. Analiza porównawcza systemów do analizy ruchu, wykazała dużą zależność błędu i współczynnika korelacji w zależności od wykonywanego przez osobę badaną ruchu.

#### LITERATURA

- [1] Gonczarek A.: Modelowanie generujące w zastosowaniu do śledzenia ruchu człowieka, Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2013
- [2] Pięciak T., Pawłowski R.: Wizualizacja ruchu człowieka (Motion Capture), Inżynierowie dla Biologii i Medycyny : kwartalnik wykładowców i studentów inżynierii biomedycznej, nr 5, 2009, s. 22–27
- [3] Stale A., Kristian N.: Comparing inertial and optical Mocap technologies for synthesis control, Conference Paper, SMC Conference, 2011
- [4] Vlastic D., Popović J.: Practical Motion Capture in Everyday Surroundings, ACM Transactions on Graphics, Vol. 26, No. 3, Article 35, 2007
- [5] Zhou H.: Human motion tracking for rehabilitation- A survey, Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 3, 2008, p. 1-18

### COMPARISON OF SPATIAL MOTION ANALYSIS ON THE EXAMPLE OF OPTICAL AND ACCELEROMETRIC SYSTEMS

**Abstract:** The paper presents the results of a comparison of two human motion analysis systems - optical DTrack2 and accelerometric Xsens. The study was conducted in Technopark Virtual Cave (called Cave system) in Gliwice. The comparison was made on the time-space basis, which were designated during the experiment and calculated in Matlab. Comparison of the data was presented on the basis of the calculated mean square error and the Pearson correlation coefficient.