

CZUJNIKI MEMS JAKO NARZĘDZIE DO OKREŚLENIA PATOLOGII CHODU CZŁOWIEKA

Streszczenie

W artykule przedstawiono metodykę badań kinematyki chodu człowieka przy wykorzystaniu czujników żyroskopowych, które posłużyły do oceny kąta ugięcia kolana człowieka podczas chodu. Scharakteryzowano strukturę i wybrane parametry układu do rejestracji danych, następnie przedstawiono plan eksperymentu. Otrzymane dane numeryczne przekształcono do 1 cyklu chodu, wyznaczono średnią kątów stawów kolanowych każdej z kończyn. Funkcje aproksymujące zmiany kąta zostały zdefiniowane dla osób zdrowych oraz osoby z upośledzeniem układu ruchu. Zmianę kątów w stawach kolanowych opisano za pomocą szeregu trygonometrycznego Fouriera oraz funkcji wyrażonej poprzez sumę sinusów wykorzystując w tym celu pakiet Matlab CurveFit. Uzyskane parametry zestawiono w tabeli, a funkcje aproksymujące zobrazowano na wykresach.

WSTĘP

Badanie motoryki ciała ludzkiego ma niebagatelne znaczenie w sporcie, medycynie i rehabilitacji. Przykładowo w badaniach kinematyki chodu człowieka wykorzystywane są różne systemy do śledzenia ruchu. Do najpopularniejszych i najczęściej stosowanych zalicza się głównie metody optyczne (systemy wielokamerowe BTS Smart, Vicon). W tym celu wykorzystuje się markery umieszczone w odpowiednich punktach antropometrycznych kończyny dolnej człowieka. Zestaw nieruchomych kamer rejestruje zmianę położenia poszczególnych markerów, natomiast oprogramowanie umożliwia wizualizację położenia poszczególnych elementów kończyny. W systemach bezmarkerowych wykorzystywane są odpowiednie algorytmy przetwarzania obrazów (Simic, Organic Motion) [1,2]. Wadą systemów optycznych jest ograniczenie ich stosowania jedynie w ustalonych warunkach laboratoryjnych.

W ostatnich latach rozwój i miniaturyzacja układów elektroniki pozwoliła na opracowanie układów MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems). Są to miniaturowe urządzenia mechatroniczne łączące w sobie zarówno elementy mechaniczne, jak i elektroniczne. Składają się z układu żyroskopowego, akcelerometrycznego oraz magnetycznego. Współcześnie produkowane układy ze względu na niewielkie rozmiary posiadają małą inercję i mogą rejestrować przyspieszenia o znacznej wartości. Dzięki automatycznej rejestracji i analizie i rejestracji parametrów ruchu można wysnuwać wnioski dotyczące nieprawidłowości oraz wskazywać przyczyny patologii chodu [3]. Ponadto na bazie uzyskanych wyników i porównania z wartościami wzorców ruchowych można wnioskować o dalszej procedurze diagnostyki lub leczenia.

1. NARZĘDZIA

W zaprezentowanych poniżej badaniach wykorzystano zestaw 6 czujników ProMove mini Inertia o masie 20g i wymiarach 51x46x15mm (Rys. 1). Czujniki komunikują się bezprzewodowo poprzez interfejs diagnostyczny magistrali danych (Inertia Gateway) podłączony za pomocą USB do komputera (Rys.2). Czujniki pozwalają na rejestrację przyspieszenia do wartości $\pm 16g$ z częstotliwością 1000Hz (przy 9 czujnikach) oraz zmianę kąta obrotu z prędkością kątową do $\pm 2000^\circ/s$ z rozdzielczością $0,007^\circ/s$ (przy prędkości $\pm 250^\circ/s$). Istnieje również możliwość pomiaru ciśnienia (od 260 do 1260hPa), kierunku ($\pm 4912\mu T$) oraz przyspieszenia o wartości $\pm 400g$. Maksymalna liczba czujników podłączonych do interfejsu

diagnostycznego to 39 (przy częstotliwości rejestracji parametrów 200Hz), a maksymalny czas pracy na baterii to 4h. Wykorzystując oprogramowanie Inertia Studio Software (działające w systemie Windows 10,8,7 Vista lub Linux) istnieje możliwość ustawienia



Rys. 1. Czujniki ProMove mini wykorzystane w eksperymencie

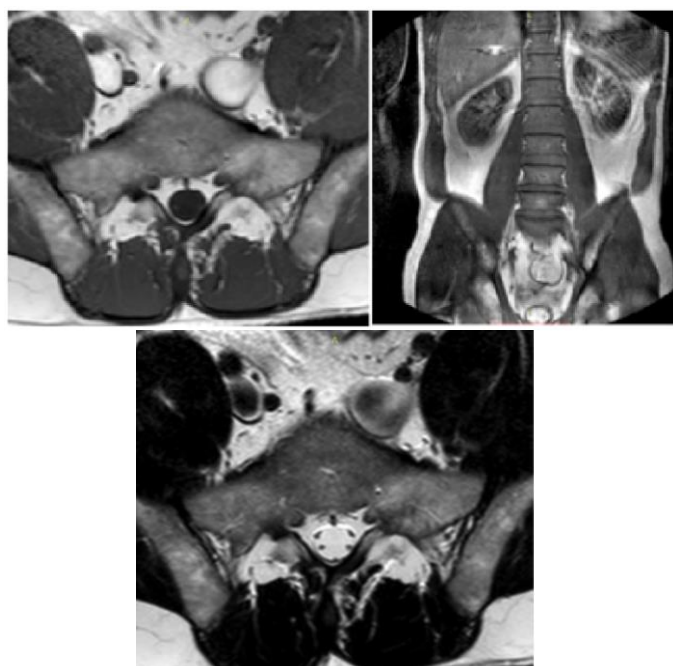


Rys. 1. Schemat układu ProMove mini

parametrów każdego z czujników oraz inicjacji i zakończenia badania. Niestety obecnie, producent urządzenia nie przewidział oprogramowania w systemie Mac OS X.

2. EKSPERYMANT (METODYKA BADAŃ)

Przebadanych zostało 8 mężczyzn w wieku od 23 do 44 lat, bez zdiagnozowanych chorób i przebytych wcześniej urazów ortopedycznych, (średnia wieku -28 lat), odchylenie standardowe-8 lat). Średnia wzrostu badanych osób wyniosła 177,3cm, odchylenie standardowe 3,4cm. Średnia masa badanych 75,4kg, a odchylenie standardowe masy 5,2kg. Dodatkowo przeprowadzono badanie osoby w wieku 42 lat (wzrost 174cm, masa 72kg), skarżącej się na ból lewej kończyny. W wykonanym badaniu MR z dnia 26.04.2016r. stwierdzono objaw dyskopatii zwyrodnieniowej L4/L5/S1, z centralną protruzją krążka m-k L5/S1 niepowodującą kompresji korzeniowej, oraz z centralno-lewostronną protruzją krążka m-k sąsiadującą z lewym korzeniem nerwowym L5 w kanale kręgowym (Rys.2).

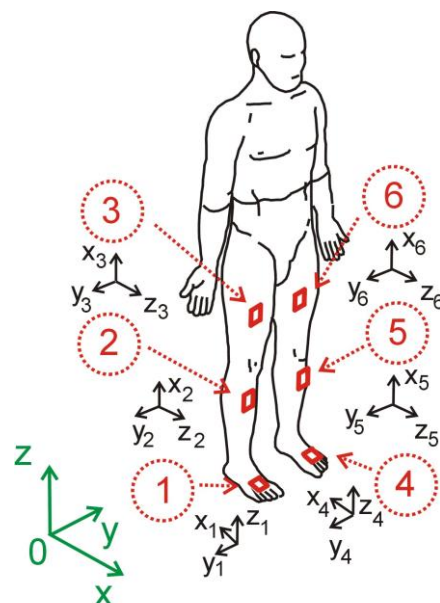


Rys. 2. Wynik badania MR pacjenta z dyskopatią zwyrodnieniową

Warunki badania dla każdego mężczyzny były następujące:

- Wywiad dotyczący przebytych chorób;
- Podstawowe pomiary antropometryczne (masa i wzrost pacjenta);
- Zamocowanie czujników w tych samych, charakterystycznych punktach kończyny i sprawdzenie sygnału;
- Podłączenie Inertia Gateway;
- Sprawdzenie i ustawienie parametrów rejestracji sygnału;
- Kalibracja czujników;
- Rozpoczęcie badania (chód swobodny), uruchomienie rejestracji parametrów;
- Zatrzymanie rejestracji parametrów, zakończenie badania;
- Przesyłanie danych (przez wireless lub przewód USB i zapis w pamięci komputera);
- Podział sygnału na poszczególne kroki (określenie początkowej i końcowej fazy kroku);
- Analiza danych z wykorzystaniem pakietu MATLAB (określenie kątów poszczególnych stawów kończyn);
- Wizualizacja wyników na wykresach;
- Identyfikacja parametrów za pomocą szeregu trygonometrycznego Fouriera i funkcji wyrażonej poprzez sumę sinusów.

Poprzez przewód USB podłączono interfejs diagnostyczny Inertia Gateway do komputera i uruchomiono oprogramowanie. Następnie zamocowano czujniki w charakterystycznych miejscach kończyny dolnej z orientacją jak na rysunku 3, wykorzystując taśmy elastyczne uniemożliwiające przemieszczanie czujnika podczas badania. Czujniki łączą się bezprzewodowo z komputerem, maksymalny zasięg to około 10m. Kolejny etap polegał na ustawieniu parametrów rejestracji. Częstotliwość ustawiono na 200Hz. Poprzez użycie przycisku reset dokonano kalibracji i ustawienia orientacji względem siebie każdego z czujników.



Rys. 3. Schemat rozmieszczenia czujników ProMove mini

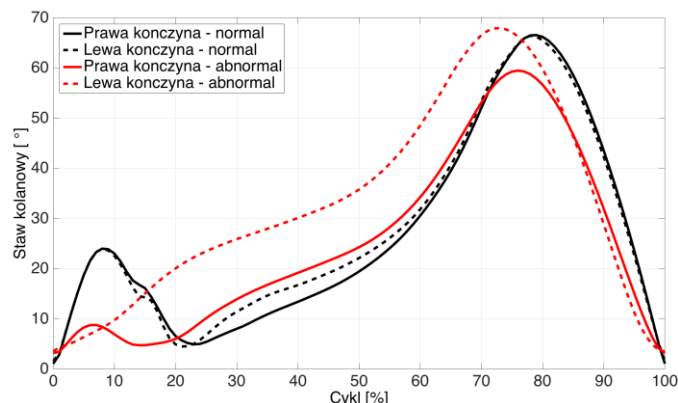
Pomiar polegał na rejestracji 15 kroków w 8 seriach. Podczas badania dokonywano automatycznego przesyłania danych poprzez wireless oraz rejestracji na karcie pamięci każdego z czujników. Ponadto, skopiowano wyniki za pomocą przewodu USB na dysk twardy komputera. Okazuje się, że bezprzewodowa transmisja danych skutkuje utratą części próbek (Producent czujników zapewnił, że błąd ten zostanie usunięty poprzez aktualizację oprogramowania w najbliższej przyszłości). Z każdej z serii wybrano 10 kroków, 5 skrajnych wyników odrzucono. Korzystając z pakietu MATLAB opracowano skrypt w celu określenia początkowej i końcowej fazy każdego z kroków.

3. IDENTYFIKACJA PARAMETRÓW

Sygnal z czujników traktowany jest jako sygnał zdeterminowany, czyli traktowany jako suma częstotliwości a nie splot. W celu właściwego doboru zakresu częstotliwości zmian kątów stawów kolanowych, a tym samym doboru identyfikowanych parametrów dokonano wstępnej analizy falkowej sygnałów z czujników 2 i 5 (Rys. 3). W wyniku ww. analizy, zaprezentowanej w pracy [3], stwierdzono, że zakres częstotliwości ruchu kończyny dolnej zawiera się w przedziale 2-3Hz. Jak zobrazowano na rysunkach 4-6 analizowane przebiegi mieszczą się w tym zakresie, i tym samym pozbawione są wpływu oddziaływania pozostałych części ciała człowieka, które związane są z innym zakresem częstotliwości, zazwyczaj wyższych. Przyjęto również, że częstotliwości własne tkanek miękkich mieszczą się w innym zakresie.

Funkcję zmiany kątów w stawach kolanowych opisano za pomocą szeregu trygonometrycznego Fouriera oraz funkcją wyrażoną poprzez sumę sinusów korzystając z pakietu Matlab toolbox CurveFit [4,6]. Z kilkudziesięciu kroków prawej i lewej kończyny wyzna-

czono średnią arytmetyczną kąta. Jeśli za okres chodu T każdego badanego przyjmujemy 1 krok składający się ze 101 próbek ($T = \langle 0, 100 \rangle$), to zależność określająca kąty w stawach kolanowych można zapisać następująco:



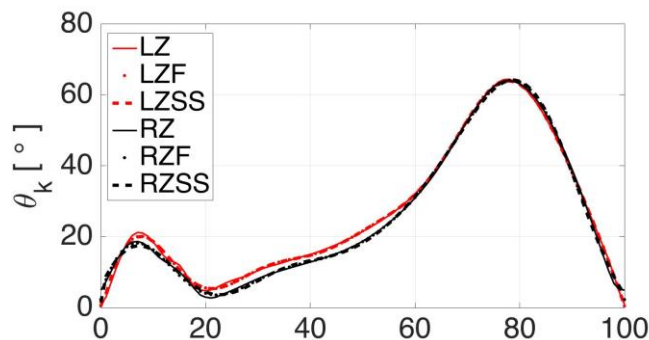
Rys. 4. Zmiana kątów w stawie kolanowym osób zdrowych i osoby z dyskopatią

$$\theta_k(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos\left(\frac{2\pi nx}{T}\right) + b_n \sin\left(\frac{2\pi nx}{T}\right) \right) \quad (1)$$

Współczynniki Fouriera są wyznaczane z zależności:

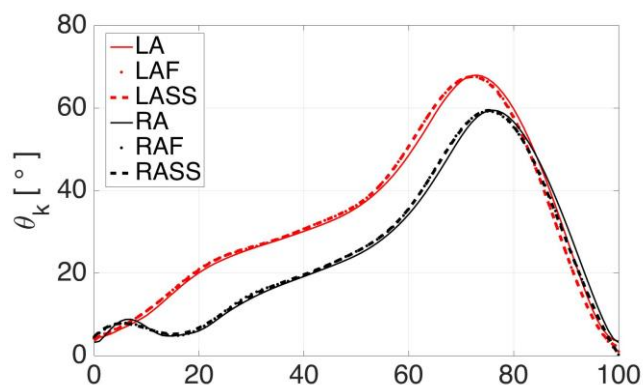
$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) \cos\left(\frac{2\pi nx}{T}\right) dx, \quad n = 0, 1, 2, \dots$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) \sin\left(\frac{2\pi nx}{T}\right) dx, \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad (2)$$



Rys. 5. Zmiana kątów w stawach kolanowych osób zdrowych i interpolacja krzywymi (czerwona krzywa-kończyna lewa, czarna krzywa-kończyna prawa)

Wartości szeregów trygonometrycznych Fouriera oraz sumy sinusów charakteryzujących zmianę kątów w stawie kolanowym przedstawiono w tabeli 1. Porównanie rzeczywistych wyników i danych z modeli znajduje się na rysunkach 5 i 6.



Rys. 6. Zmiana kątów w stawach kolanowych osoby z dyskopatią i interpolacja krzywymi (czerwona krzywa-kończyna lewa, czarna krzywa-kończyna prawa)

Funkcja wyrażona poprzez sumę sinusów w ogólnym zapisie przyjmuje postać:

$$\theta_k(x) = \sum_{i=1}^n a_i \sin(b_i(x) + c_i) \quad (3)$$

gdzie a_i oznacza amplitudę i -tą harmoniczną szeregu, b_i jest harmoniczną podstawową, c_i oznacza fazę początkową i -tej harmonicznego, natomiast $1 < n < 8$.

Badania potwierdziły bardzo dobre dopasowanie zaproponowanych modeli już przy $n=8$, ponieważ współczynnik determinacji R^2 osiąga wartości od 0,9985 do 0,9997. LZ i RZ oznaczają lewą i prawą kończynę osób zdrowych, LZF i RZF wykresy krzywych interpolowane szeregiem Fouriera, natomiast LZSS i RZSS interpolowane za pomocą sumy sinusów. Na wykresie 6 zobrazowano interpolacje krzywych zmiany kątów w stawie kolanowym osoby z dyskopatią. Zauważa się brak wyprostu kończyny w stawie kolanowym (ok. 20-30% cyklu) osoby z dyskopatią w porównaniu z osobami zdrowymi. Zatem, jak pokazują powyższe badania, zastosowanie czujników żyroskopowych, stanowić może narzędzie diagnostyczne. Czujniki mogą być wykorzystane do wstępnej analizy i badań pacjentów w celu określenia rodzaju schorzenia i ewentualnej kwalifikacji do dalszych, kosztownych badań MR lub TK. Przedstawione w tabeli 1 parametry funkcji aproksymujących mogą być zastosowane w układach sterujących urządzeń do reedukacji chodu. W planowanych dalej badaniach, rozpatrywane jest porównanie wyników otrzymanych za pomocą czujników żyroskopowych z pomiarami wykonanymi przy użyciu wspomnianych wyżej układów optycznych układami optycznymi [5].

PODSUMOWANIE

Zastosowanie czujników MEMS w analizie kinematyki pozwala na szybką ocenę parametrów kinematycznych i dynamicznych chodu człowieka. Mogą być one wykorzystane do wstępnej oceny stanu pacjenta przez fizjoterapeutów i lekarzy. Czujniki pozwalają na rejestrację parametrów takich jak położenie, prędkość i przyspieszenie, które mogą być wykorzystane w procesie rehabilitacji co pozwoli na podniesienie jakości opieki medycznej. Należy podkreślić, że w niniejszej pracy zostały przedstawione tylko parametry kinematyczne stawów kolanowych. Parametry rejestrowane przez czujniki dotyczą również przyspieszeń poszczególnych segmentów kończyn. Znając masę pacjenta, bazując na modelach biomechanicznych człowieka, można wyznaczyć obciążenia jakim poddawane są poszczególne stawy. Wyznaczone parametry funkcji aproksymujących (Tab.1) mogą być wykorzystane w układach sterujących urządzeniach rehabilitacyjnych.

Tab. 1. Parametry szeregu Fouriera i funkcji sumy sinusów zmiany kątów w stawach kolanowych dla chodu swobodnego

Współczynnik	Szereg Fouriera pacjenci zdrowi		Szereg Fouriera pacjent z dyskopatią		Współczynnik	Suma sinusów pacjenci zdrowi		Suma sinusów pacjent z dyskopatią	
	Lewa	Prawa	Lewa	Prawa		Lewa	Prawa	Lewa	Prawa
a ₀	0,170	0,126	0,510	0,386	a ₁	0,968	0,693	0,744	0,679
a ₁	-0,639	-0,620	-0,421	-0,317	b ₁	0,044	0,034	0,021	0,028
b ₁	0,150	0,261	-0,169	-0,251	c ₁	-0,861	-0,528	0,238	-0,370
a ₂	0,092	0,257	-0,111	-0,117	a ₂	0,624	0,748	0,992	0,293
b ₂	0,529	0,448	0,200	0,157	b ₂	0,076	0,088	0,144	0,101
a ₃	0,190	0,139	0,069	0,082	c ₂	1,220	1,086	-2,026	0,633
b ₃	0,126	0,043	0,013	0,064	a ₃	0,131	0,379	0,240	0,146
a ₄	0,096	0,111	0,006	0,020	b ₃	0,176	0,093	0,072	0,139
b ₄	0,095	0,089	-0,016	0,009	c ₃	-6,369	-2,141	2,952	-3,778
a ₅	0,070	0,060	0,009	0,005	a ₄	1,339	0,122	0,864	0,033
b ₅	0,016	-0,005	-0,004	0,017	b ₄	0,224	0,173	0,148	0,155
w	0,048	0,045	0,056	0,056	c ₄	-0,539	0,705	0,999	1,924
					a ₅	1,306	0,042	0,010	0,016
					b ₅	0,226	0,231	0,279	0,261
					c ₅	2,457	0,844	1,318	0,670
Dopasowanie					Dopasowanie				
SSE	0,008322	0,01093	0,003197	0,003793	SSE	0,008015	0,01668	0,002251	0,004693
R ²	0,9992	0,999	0,9997	0,9996	R ²	0,9992	0,9985	0,9998	0,9995
RMSE	0,00967	0,01108	0,005994	0,006528	RMSE	0,009654	0,01393	0,005117	0,007387

BIBLIOGRAFIA

- Smoleń M., *Analiza wybranych modalności rejestracji ruchu dla monitorowania pacjentów*. Akademia Górniczo-Hutnicza, Rozprawa doktorska, Kraków 2013.
- Muro-de-la-Herran A., Garcia-Zapirain B., Mendez-Zorrilla A., *Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications*, Sensors 2014, Vol. 14, pp. 3362-94, DOI 10.3390/s140203362
- Głowiński S., Błażejowski A., Krzyżyński T., *Inertial sensors and wavelets analysis as a tool for pathological gait identification*, Springer International Publishing, DOI 10.1007/978-3-319-47154-9_13, 2017.
- Głowiński S., *Wybrane zagadnienia z modelowania egzoszkieletów kończyn dolnych*, Monografia, Wydawnictwo Politechniki Koszalińskiej, ISBN 978-83-7365-417-4, Koszalin 2016.
- Chen X., *Human Motion Analysis with Wearable Inertial Sensors*, Doctoral thesis, University of Tennessee, Knoxville 2013.
- www.mathworks.com

MEMS SENSOR AS A TOOL
TO DETERMINE PATHOLOGY
HUMAN GAIT

Abstract

Paper discusses the methodology of the research kinematics of human gait. The angular velocity data were measured by the gyro sensors and used to estimate the flexion - extension of joint angles of the knees. The approximation functions were done for healthy people and with impaired locomotion system. To describe gait cycle the series of trigonometric Fourier and the function expressed by the sum of sines were applied and Matlab package with CurveFit toolbox was used. The obtained parameters were summarized in form of figures and in the table.

Autorzy:

dr inż. **Sebastian Głowiński** – Politechnika Koszalińska, Wydział Technologii i Edukacji, Katedra Mechatroniki i Mechaniki Precyzyjnej, sebastian.glowinski@tu.koszalin.pl

dr inż. **Andrzej Błażejowski** – Politechnika Koszalińska, Wydział Technologii i Edukacji, Katedra Mechatroniki i Mechaniki Precyzyjnej, andrzej.blazejewski@tu.koszalin.pl