

DOI: 10.5604/20830157.1176570

BEZPRZEWODOWY CZUJNIK AKTYWNOŚCI FIZYCZNEJ BAZUJĄCY NA PROCESORZE O NISKIM POBORZE MOCY

Rafał Borowiec, Wojciech Surtel

Politechnika Lubelska, Instytut Elektroniki i Technik Informatycznych

Streszczenie. W niniejszym artykule autorzy dokonują przeglądu stanu techniki współcześnie stosowanych urządzeń do pomiaru aktywności fizycznej człowieka. Ponadto przedstawiają autorski projekt zbudowanego bezprzewodowego czujnika aktywności fizycznej będącego odpowiedzią na dostrzeżone niedoskonałości dotychczas stosowanych rozwiązań. W artykule zawarto kryteria wyboru mikrokontrolera oraz akcelerometru, żyroskopu i magnetometru. W celu zaprezentowania działania urządzenia zamieszczono przebiegi czasowe zarejestrowane w stanie statycznym oraz podczas ruchu. Dodatkowo przedstawiono wybrane wartości statystyczne z zarejestrowanych przebiegów czasowych.

Słowa kluczowe: czujnik przyspieszenia, żyroskop, mikrokontroler

WIRELESS SENSOR PHYSICAL ACTIVITY BASED ON LOW-POWER PROCESSOR

Abstract. In this article the authors review the state of the art modern equipment used to measure the physical activity of man. In addition, they represent a unique project built wireless sensor human activity which is a response to the perceived shortcomings of the prior art. The article includes criteria for selecting the microcontroller and accelerometer, gyroscope and magnetometer. In order to present operation is given waveforms recorded while standing stationary and moving. In addition, presents selected statistical values of the recorded for the timing parameters.

Keywords: acceleration sensor, gyroscope, microcontroller

Wstęp

Wraz z rozwojem społeczeństwa informacyjnego nastąpił rozwój technik pomiarowych umożliwiający rejestrację sygnałów otaczającego nas świata oraz pomiarów funkcji życiowych, umożliwiające lepsze zrozumienie procesów zachodzących w organizmie człowieka podczas jego codziennej aktywności. W tym celu prowadzone są badania diagnostyczne z wykorzystaniem inteligentnych czujników mierzących różne wielkości fizyczne i zaawansowanych metod przetwarzania sygnałów.

Jednym z takich badań jest badanie kinematyki ruchu. Aktualnie spotyka się różnorodne technologie pomiarowe, takie jak pomiary optyczne, mechaniczne, akustyczne, magnetyczne, pomiary częstotliwości radiowych, sensory bezwładności. Ponadto do opisu kinetyki wykorzystuje się pomiar reakcji sił podłoża, moment pionowej reakcji podłoża i punkt przyłożenia wypadkowej siły reakcji (lub siły nacisku) na podłoże. W powyższych metodach zastosowanie znajdują fotokomórki, kamery, goniometry – mocowane na egzoszkieleciech oraz bezpośrednio na ciele

1. Przegląd dostępnych rozwiązań do pomiaru aktywności fizycznej

Obecnie standardową, przyjętą w medycynie i rehabilitacji, techniką obserwowania i obrazowania ruchu człowieka są systemy optyczne [7]. Ruch jest rejestrowany przez system kamer, a na podstawie położenia znaczników (markerów) umieszczonych na segmentach ciała osoby badanej określa się lokalne układy współrzędnych związane z poszczególnymi segmentami ciała. Każdy profesjonalny system ilościowej analizy ruchu proponuje własny model pozwalający na określenie ruchu segmentów ciała względem siebie na podstawie położenia markerów.

Kliniczna analiza ruchu z wykorzystaniem systemów optycznych [6] znalazła zastosowanie w wielu dziedzinach medycyny, gdyż uważana jest za obiektywne narzędzie oceny stanu funkcjonalnego pacjenta. Systemy optyczne mają jednak swoje ograniczenia. Do głównych wad tych systemów można zaliczyć:

- dużą przestrzeń pomiarową, niezbędną by pacjent mógł swobodnie wykonywać ruchy,
- małą mobilność wymagającą bardzo precyzyjnego umieszczenia markerów,
- możliwość przekłamania pomiaru po przesłonięciu znaczników, np. ręką w trakcie ruchu,
- dużą wrażliwość na oświetlenie,
- ograniczone pola widzenia kamer,

- błędy pomiarowe wynikające z nieprawidłowego naklejenia markerów, ruchów skóry i tkanek miękkich,
- brak możliwości monitorowania pacjenta w jego naturalnym środowisku,
- wysoki koszt adaptacji i wyposażenia pomieszczenia do pomiarów.

Innym rodzajem urządzeń służących do pomiaru aktywności fizycznej są krokomierniki, które mierzą ruch podczas chodzenia. Zazwyczaj noszone są na pasku lub w opasce na nadgarstku. Wynikiem tego pomiaru jest zwykle liczba wykonanych kroków. Krokomierniki mogą służyć również do oceny liczby kroków wykonywanych w przeliczeniu na minutę. Starsze wersje tych urządzeń do oceny aktywności wykorzystywały części mechaniczne obecnie urządzenia te bazują na wykorzystaniu akcelerometrów. Niektóre z bardziej zaawansowanych krokomierników mają również wbudowaną funkcję rozróżniającą aktywność fizyczną o różnym poziomie intensywności. Potrafią rozróżnić wysiłek aerobowy (chodzenie z szybkością ponad 60 kroków/min lub chodzenie bez przerwy ponad 10 min) od nieaerobowego.

Specyficznym rodzajem krokomiernika może być smartfon. Obecnie tego typu urządzenia wyposażane są standardowo w akcelerometry, czy żyroskopy. Czujniki te zwykle służą głównie do sterowania obrotem ekranu. Przy odpowiedniej aplikacji mogą jednak rozpoznawać pewne rodzaje ruchu, ponadto możliwa jest rejestracja ich sygnałów w pamięci telefonu.

Nowymi urządzeniami wyposażonymi w czujniki ruchu oparte o akcelerometry są tzw. beacons. Beacons to miniaturowe niskomocowe urządzenia mikroprocesorowe dostosowane do zasilania z baterii i komunikujące się z innymi urządzeniami typu smartfon, tablet lub laptop poprzez interfejs bluetooth 4.0. Z urządzeń tego typu odczytujemy Proximity UUID, czyli unikalny identyfikator beacons, cechę Major wykorzystywaną najczęściej do opisywania przynależności beacons do określonej grupy oraz Minor używaną do przesyłania danych dodatkowych np. z akcelerometru. Do zalet tego rozwiązania można zaliczyć niewielkie rozmiary oraz długi czas pracy na baterii. Do wad trudności z programowaniem oraz brak możliwości sterowania urządzeniem w czasie rzeczywistym.

Innym urządzeniem wykorzystywanym do pomiaru aktywności fizycznej jest CQ Motion – komputerowe urządzenie pomiar ruchu z wykorzystaniem czujników inercyjnych 9D [12]. Urządzenie to zawiera zestaw 6 czujników trójosiowych, z których każdy mierzy przyspieszenie liniowe i kątowe oraz natężenia pola magnetycznego Ziemi. Urządzenie posiada rozbudowane możliwości sterowania zakresem pomiarowym oraz czułością poszczególnych elementów. Współpracuje z systemem

pomiarowym za pomocą magistrali USB. Poszczególne czujniki są połączone z jednostką główną CQ Motion również za pomocą okablowania. Zastosowane tego typu połączenia stanowią pewne ograniczenia ruchowe podczas przeprowadzania badań. Pacjent często zwraca uwagę na okablowanie, przez co zachowuje się nie naturalnie.

2. Budowa urządzenia terminalowego

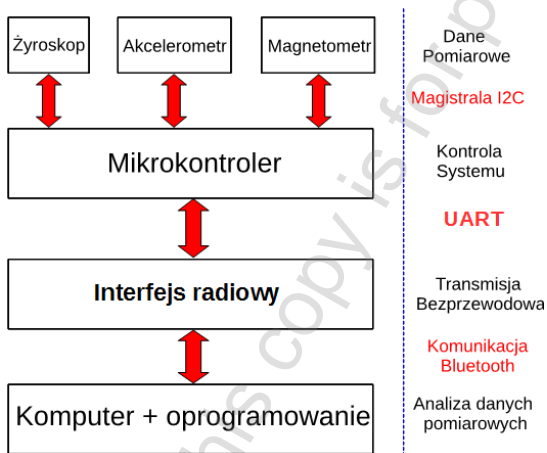
Analizując obecny stan techniki oraz dostępne rozwiązania umożliwiające pomiar aktywności fizycznej postawiono jako cel budowę mobilnego (bezprowadowego) czujnika aktywności fizycznej umożliwiającego badania on-line. Główne założenia realizowanego projektu to:

- niskomocowy procesor umożliwiający długi czas rejestracji na baterii,
- komunikacja bluetooth z systemem rejestrującym,
- niewielkie rozmiary,
- zastosowanie czujników wykonanych w technologii MEMS (ang. Micro Electro-Mechanical Systems) będących połączeniem akcelerometru, magnetometru i żyroskopu, zwane także czujnikami do pomiaru inercyjnego IMU (ang. Inertial Measurement Unit), dające najdokładniejszą obecnie, sensoryczną metodę detekcji ruchu [9],
- możliwość rozbudowy urządzenia o dodatkowe czujniki wielkości fizycznej, np. temperatury.

Na rysunku 1 przedstawiony jest schemat funkcjonalny projektowanego systemu pomiarowego. Dane pomiarowe uzyskuje się z trzech sensorów MEMS: żyroskopu, akcelerometru, magnetometru. Mikrokontroler służy do konfiguracji użytych przetworników pomiarowych, nadzoruje cały cykl zbierania i transmisji danych pomiarowych do bloku analizy i interpretacji danych.

W celu zapewnienia bezprzewodowej wymiany informacji, zastosowano cyfrowy interfejs bluetooth. Umożliwia on bezproblemową komunikację na odległość kilkunastu metrów. Komputer wraz z oprogramowaniem tworzy blok analizy i interpretacji danych. Do jego głównych zadań należy odbiór, archiwizacja oraz analiza i interpretacja informacji. Cały zbiór informacji jest archiwizowany w celu ich ponownego odtworzenia i ewentualnie przeprowadzenia dodatkowej interpretacji otrzymanych wyników.

Przepływ informacji pomiędzy elementami systemu jest zrealizowany za pomocą szeregowej magistrali komunikacyjnej. Czujniki pomiarowe połączone są z mikrokontrolerem z wykorzystaniem magistrali I²C. Jest to bardzo wygodne rozwiązanie, wymagające minimalnej ilości połączeń. Komunikacja pomiędzy mikrokontrolerem a modulem bluetooth odbywa się poprzez port UART. Sterowanie modułu bluetooth wykorzystuje komendy AT.



Rys. 1. Architektura systemu pomiarowego

3. Charakterystyka poszczególnych elementów systemu

Przedstawiony na rysunku 1 schemat architektury zbudowanego systemu pomiarowego dzieli się na 3 bloki funkcjonalne:

- blok pomiarowy utworzony przez zespół 3 sensorów MEMS: żyroskop, akcelerometr, magnetometr,
- blok sterowania i transmisji danych składający się z mikrokontrolera i urządzenia transmisyjnego,
- blok analizy i interpretacji danych realizowany przez komputer PC z dedykowanym oprogramowaniem (aplikacją).

3.1. Sensory pomiarowe

1) Elektroniczny żyroskop firmy STMicroelectronics: L3GD20

Scalony układ żyroskopu wykorzystywany jest do określenia prędkości kątowej badanego obiektu, umożliwia tym samym określenie położenia w przestrzeni 3D.

Na rysunku 2 przedstawiony jest schemat funkcjonalny układu L3GD20.

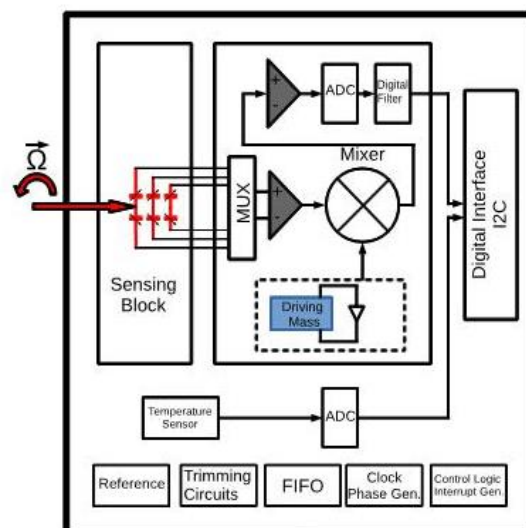
Układ elektronicznego żyroskopu L3GD20 wybrany został ze względu na posiadane parametry elektryczne oraz na zadowalający zakres mierzonych wartości (tabela 1). Dodatkowym atutem jest posiadanie przez niego kontrolera magistrali I²C pracującego z częstotliwością do 400 kHz.

Tabela 1. Zestawienie podstawowych parametrów żyroskopu L3GD20 [10]

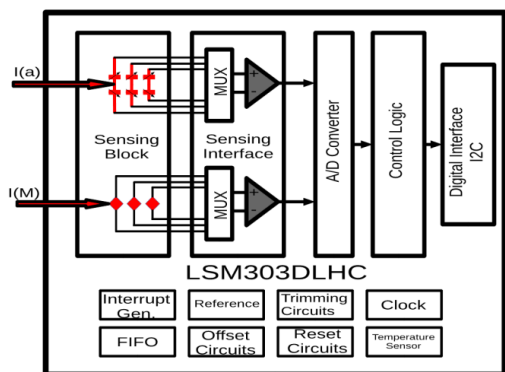
parametr	oznaczenie	wartość	jednostka
Maksymalne napięcie zasilające	V _{dd}	3,6	V
Maksymalny zakres pomiarowy	FS	±2000	dps
Max częstotliwość odświeżania danych	ODR	760	Hz
Max częstotliwość taktowania I ² C	fSCL	400	kHz

2) Układ elektronicznego akcelerometru i magnetometru firmy STMicroelectronics: LSM303DLHC

W jednej strukturze układu scalonego zawarto dwa czujniki pomiarowe. Każdy z nich posiada oddzielne rejestry konfiguracyjne oraz wspólny kontroler magistrali I²C. Schemat funkcjonalny przedstawiony jest na rysunku 3.



Rys. 2. Schemat funkcjonalny elektronicznego żyroskopu L3GD20 [10]



Rys. 3. Schemat funkcjonalny elektronicznego żyroskopu LSM303DLHC [11]

Tabela 2. Zestawienie podstawowych parametrów układu LSM303DLHC [11]

parametr	oznaczenie	wartość	jednostka
Maksymalne napięcie zasilające	Vdd	3,6	V
Maksymalny zakres pomiarowy akcelometru	LA_FS	±16	g
Max częstotliwość odświeżania danych akcelometru	ODR	400	Hz
Maksymalny zakres pomiarowy magnetometru	M_FS	±8,1	gaus
Max częstotliwość odświeżania danych magnetometru	ODR	220	Hz
Max częstotliwość taktowania I ² C	fSCL	400	kHz

W tabelicy 2 przedstawiono podstawowe parametry elektryczne akcelometru i magnetometru oraz podano zakresy pomiarowe. Wybór tego układu został podyktowany spełnieniem wszystkich postawionych wymogów dotyczących zakresu pomiaru przyspieszenia, wartości pola magnetycznego i częstotliwości odświeżania danych.

Idea zastosowania magnetometru w opisywanym urządzeniu terminalowym polega na wykorzystaniu ziemskiego pola magnetycznego w celu wprowadzenia funkcji kontrolnej odnośnie kierunku zmian przemieszczania się obiektu poprzez odczyt i analizę danych otrzymanych z magnetometru

3.2. Mikrokontroler i interfejs radiowy

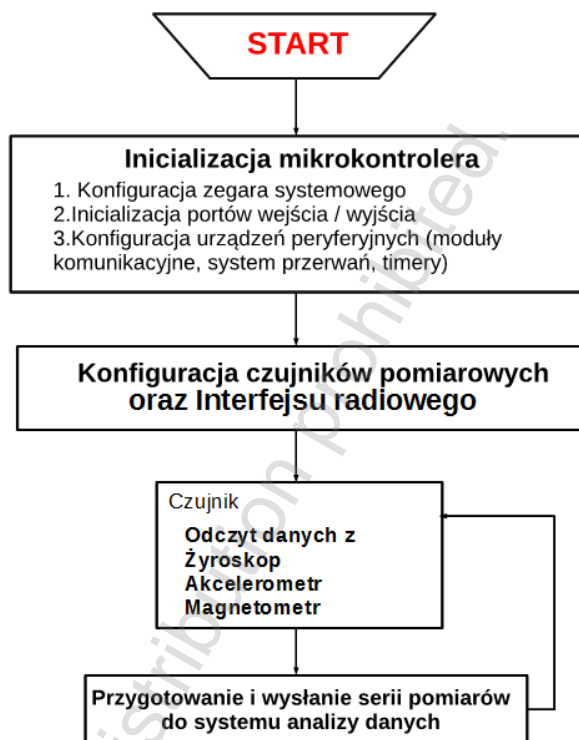
Sercem bezprzewodowego czujnika aktywności fizycznej jest mikrokontroler firmy Texas Instruments: MSP430F5529 [9]. Należy on do rodziny 16-bitowych procesorów o niskim poborze mocy, szczególnie preferowanych do pracy w urządzeniach zasilanych z baterii. Układ zawiera 2 uniwersalne moduły komunikacyjne, obsługujące magistrale I²C, SPI, UART.

Interfejs radiowy realizujący bezprzewodową wymianę informacji pracuje w standardzie bluetooth. Wykorzystano moduł radiowy firmy Rayson o oznaczeniu BTM112. Komunikacja z mikrokontrolerem odbywa się za pomocą magistrali szeregowych pracujących w standardzie UART. Urządzenie jest skonfigurowane do pracy w profilu SPP, czyli wymiana informacji możliwa jest dzięki utworzeniu wirtualnego portu szeregowego.

4. Oprogramowanie systemowe

W niniejszej części przedstawiono realizację aplikacyjną projektowanego czujnika umożliwiającego akwizycję, przetwarzanie, transmisję i przechowywanie danych. W założeniu system składa się z dwóch podstawowych, powiązanych ze sobą modułów programowych realizujących odrębne funkcje:

- moduł mikroprocesorowy (oznaczony jako MP),
- moduł obliczeniowo-archiwizujący (oznaczony jako MP-S).



Rys. 4. Schemat algorytmu realizowanego przez mikrokontroler MSP430F5529 [9]

Moduł mikroprocesorowy oparty o mikroprocesor MSP 430, programowany w języku C, wyposażono w autorskie oprogramowanie zawierające algorytm umożliwiający:

- akwizycję sygnałów przyspieszeń pochodzących zarówno z akcelometru liniowego, jak i kątownego (żyroskopu) oraz wartości pola magnetycznego odczytane przez magnetometr,
- przygotowanie pakietu danych do wysłania,
- komunikację z modulem obliczeniowo-archiwizującym.

Moduł jednostki obliczeniowo-archiwizującej oparty jest o komputer PC z preinstalowanym systemem Windows 7 lub Windows 8 wraz z obsługą łączności bluetooth, dla których przygotowano algorytmy umożliwiające:

- komunikację z modulem mikroprocesorowym,
- przetworzenie i analizę pobranych danych,
- przygotowanie pakietu danych do archiwizacji,
- archiwizację danych.

4.1. Oprogramowanie modułu mikroprocesorowego

Moduł mikroprocesorowy (MP) zawiera napisany w języku C program sterujący, którego zadaniem jest sterowanie pracą mikrokontrolera. Wykonanie programu przebiega w trzech fazach przedstawionych poniżej.

Faza 1. Po włączeniu zasilania moduł mikroprocesorowy inicjalizuje poszczególne układy peryferyjne oraz czujniki pomiarowe w następującej kolejności: żyroskop, akcelometr, magnetometr.

Faza 2. W kolejnym kroku uruchamiany jest opracowany algorytm dokonujący konfiguracji modułu bluetooth. Moduł BTM 112 ma zaprogramowane podstawowe ustawienia:

Name: MP
Kod Pin: 1234

Istnieje możliwość zmiany ww. parametrów z poziomu aplikacji zarządzającej poprzez zatrzymanie trybu pomiarowego, a następnie przejście w tryb komend oraz przesłanie poleceń.

Istnieje możliwość dostosowania częstotliwości próbkowania poprzez wydanie zapytania *gettimepomiar*, a następnie zmiany wartości próbkowania poprzez wydanie polecenia „*settimepomiar=wartość*”, gdzie *wartość* podawana jest w ms.

Zatrzymanie cyklu pomiarowego następuje poprzez wydanie komendy *stop*, ponowne rozpoczęcie pomiarów po wydaniu komendy *start*. Ponadto istnieje możliwość rejestracji temperatury. Pojedynczy pomiar temperatury odbywa się poprzez wydanie polecenia *gettemp*.

Faza 3. Po wykryciu poprawnego połączenia następuje akwizycja danych pomiarowych z poszczególnych sensorów uruchamiane są kolejno następujące funkcje odczytujące dane pomiarowe:

- żyroskopu1,
- akcelerometru1,
- magnetometru1.

Zarejestrowane dane wysyłane do BTM poprzedzone są numerem pomiaru zgodnie z tabelą 3.

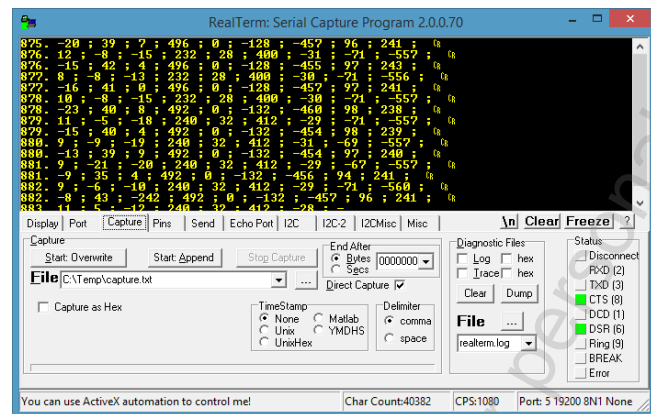
Tabela 3. Metoda akwizycji danych z poszczególnych czujników

nr pom.	żyroskop			akcelerometr			magnetometr		
1	G _{x1}	G _{y1}	G _{z1}	A _{x1}	A _{y1}	A _{z1}	M _{x1}	M _{y1}	M _{z1}
2	G _{x1}	G _{y1}	G _{z1}	A _{x1}	A _{y1}	A _{z1}	M _{x1}	M _{y1}	M _{z1}

4.2. Oprogramowanie modułu obliczeniowo-archiwizującego

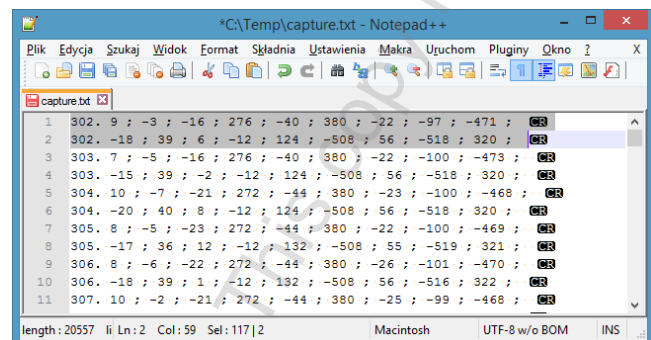
Jako modułu obliczeniowo-archiwizującego użyto notebooka z procesorem i7 RAM 4GB wyposażony w wbudowany moduł bluetooth, pracującego pod kontrolą systemu Windows 7.

Odczyt danych przesyłanych z urządzenia terminalowego zrealizowany został przy użyciu aplikacji Realterm: SerialCapture-Program 2.0.0.70 umożliwiającej zarówno przegląd danych w czasie rzeczywistym, jak i zapis bezpośrednio do pliku.



Rys. 5. Zrzut ekranu z aplikacji rejestrującej dane

Na rysunku 6 przedstawiono zrzut z ekranu zarejestrowanych danych.



Rys. 6. Zrzut ekranu zarejestrowanych danych

Dane z czujników odebrane za pośrednictwem modułu mikroprocesorowego przesłane są w wartościach bezwzględnych. W celu prawidłowej interpretacji tych danych w jednostkach względnych, konieczne jest przekształcenie ich oraz stworzenie jednowierszowego wektora dla pojedynczego pomiaru. W tym celu skorzystano z aplikacji excel, gdzie w oparciu o stworzony algorytm otrzymano wyjściowy wektor danych.

Zakres pomiarów przyspieszenia został ustawiony na ±2g. Nota katalogowa układu LSM303DLHC [4] informuje o 16-bitowej magistrali danych. Przyspieszenie rejestrowane jest wyłącznie na 12 bitach, w związku z powyższym, zakres liczb bezwzględnych otrzymanych z pomiarów zawiera się w zakresie <-2047;2048>. W celu otrzymania wartości przyspieszenia w jednostkach g należy pomnożyć odczytaną wartość przez rozdzielczość pomiarową akcelerometru. Dla danego zakresu pomiarowego rozdzielczość pomiarowa wynosi 2 mg.

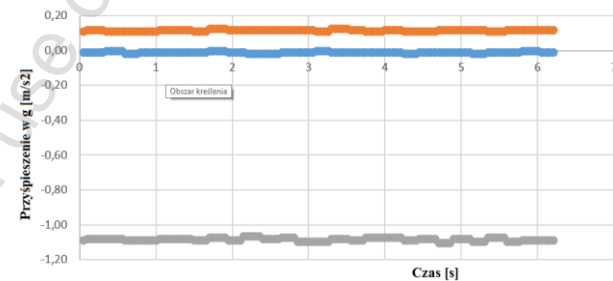
Zakres pomiarowy magnetometru ustawiono programowo na ± 1,3 gaus. Wartość pola magnetycznego otrzymujemy poprzez podzielenie odczytanych wartości przez współczynnik rozdzielczości. Współczynnik rozdzielczości pomiarowej dla osi x oraz y wynosi 1100 LSB/gaus, natomiast dla osi z 980 LSB/gaus.

Zakres pomiarowy żyroskopu ustawiono na wartość 2000 dps. W celu otrzymania wartości przyspieszenia kąтового należy przemnożyć odczytaną wartość przez stałą, równą 70 mdps/digit.

5. Pomiary wstępne

W celu prezentacji poprawności rejestrowanych danych przez czujnik przedstawiono dwa zdarzenia.

Pomiar 1 to rejestracja wyłącznie przyspieszenia ziemskiego. Zespół czujników został położony nieruchomo przez zadany okres czasu. Uśredniony wynik pomiarów został przedstawiony w tabeli 4. Ponadto wyliczono wartość wypadkową wektora przyspieszenia.



Rys. 7. Wykres wartości przyspieszenia zarejestrowanych przez akcelerometr w funkcji czasu (czujniki ułożony nieruchomo)

Wartość średnia zarejestrowanych przyspieszeń (z podziałem na osie) wyrażonych w g przedstawiona została w tabeli 4.

Tabela 4. Wartości średnie zarejestrowanych przyspieszeń w sytuacji 1

A _{x1}	A _{y1}	A _{z1}	A _{1w}
-0,03	0,24	-1,03	1,05

Pomiar statyczny przyspieszeń liniowych

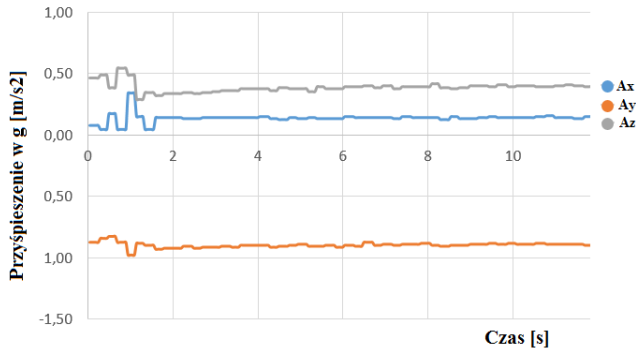
Pomiary wykonane z użyciem zbudowanego urządzenia wykonano poprzez zainstalowanie czujnika na ciele pacjenta na wysokości pasa. Pacjent stał w pozycji ustalonej. Zarejestrowane wartości sygnałów przyspieszenia zamieszczono w tabeli 5.

Wypadkowa wartość przyspieszenia dla nieruchomych czujników powinna być równa wartości ziemskiego pola grawitacyjnego wynoszącego 1 g. Wypadkową wartość przyspieszenia oblicza się zgodnie ze wzorem (1)

$$a_{1w} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (1)$$

Tabela 5. Wybrane wartości statystyczne otrzymanych pomiarów (pozycja stojąca ustalona)

	A_{x1}	A_{y1}	A_{z1}	A_{1w}
Średnia	0,14	-0,88	0,40	0,98
Min	0,05	-0,98	0,29	0,88
Max	0,34	-0,34	0,83	1,14
Mediana	0,14	-0,90	0,38	0,98



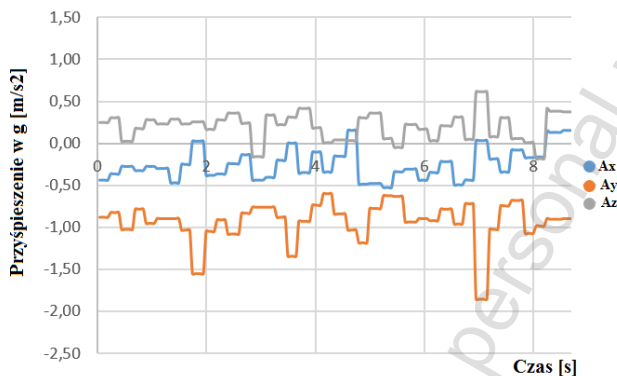
Rys. 8. Fragment przebiegu zarejestrowanego z akcelerometru (pozycja stojąca ustalona)

Pomiar w ruchu

Monitorowana osoba (pacjent) porusza się chodząc i wykonując codzienne czynności, czas rejestracji 1 min.

Tabela 6. Wybrane wartości statystyczne otrzymanych pomiarów (chodzenie)

	A_{x1}	A_{y1}	A_{z1}	A_{1w}
Średnia	-0,10	-0,91	0,28	1,00
Min	-0,52	-1,86	-0,18	0,78
Max	0,34	-0,34	0,83	1,40
Mediana	-0,10	-0,89	0,31	0,99



Rys. 9. Fragment przebiegu zarejestrowanego z Akcelerometru podczas chodzenia

Zastosowanie magnetometru

Magnetometr – przyrząd do pomiaru wielkości, kierunku oraz zmian pola magnetycznego (służy do 3-osiowego wyznaczania odchylenia od kierunku północnego).

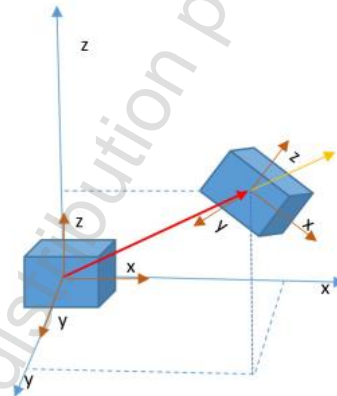
Na rejestrowane dane przez akcelerometr składają się zarówno przyspieszenie w analizowanym kierunku, jak również wpływ ziemskiego pola grawitacyjnego. Znając wartości indukcji pola magnetycznego dla poszczególnych osi można wyznaczyć kąt, pod jakim dla poszczególnych osi działa ziemskie pole magnetyczne, a tym samym istnieje możliwość eliminacji składowej stałej oraz obliczenia faktycznych przyspieszeń kinetycznych w każdej z osi.

$$r = \sqrt{M_x^2 + M_y^2 + M_z^2} \quad (2)$$

Wypadkową wartość indukcji pola magnetycznego obliczana jest zgodnie ze wzorem (2). Powinna być ona równa wartości indukcji pola mierzonej na danej wysokości geograficznej. Wartość r jest wartością wypadkową indukcji pola magnetycznego odczytanego przez czujnik, wyrażoną w gausach

$$a_y = \frac{a_{yodcz}}{\cos \alpha} = \frac{a_{yodcz}}{(\cos(\arctan(\frac{M_z}{M_y})))} \quad (3)$$

Przykładowe wyliczenie przyspieszenia w osi y , z eliminacją składowej stałej przedstawia wzór (3) gdzie: M_z , M_y są wartościami pola magnetycznego odczytanego z magnetometru dla osi z oraz y , a_{yodcz} – wartość przyspieszenia odczytana z akcelerometru czujnika dla osi y .



Rys. 10. Przemieszczenie czujnika w czasie z punktu A do punktu B

Tabela 7. Wybrane wartości statystyczne otrzymanych pomiarów pola magnetycznego (pozycja stojąca ustalona)

	M_{x1}	M_{y1}	M_{z1}	M_{1w}
Średnia	0,11	0,08	0,51	0,52
Min	0,10	0,07	0,49	0,51
Max	0,11	0,07	0,50	0,52
Mediana	0,11	0,07	0,50	0,52

Zastosowanie żyroskopu

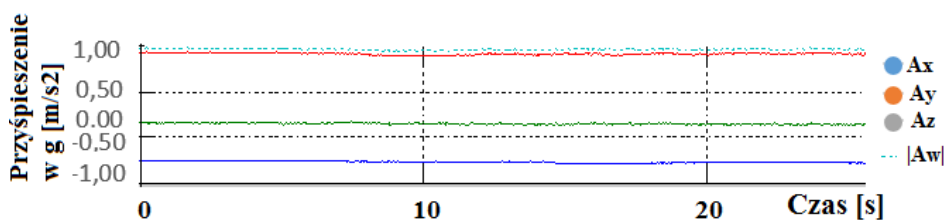
Żyroskop wykrywa rotację w trzech osiach, ale wymaga dodatkowych danych o orientacji urządzenia. Mierzą one prędkość kątową obiektów obracających się wokół jednej z osi: x (tzw. roll), y (pitch) lub z (yaw). Możliwe jest też wyznaczenie na tej podstawie (przez całkowanie) wartości kąta obrotu. W zależności od ustawienia czujnik przeznaczony do pomiaru prędkości kątowej wokół jednej aktywnej osi może też mierzyć ruch wokół pozostałych dwóch osi.

Porównanie otrzymanych wyników przyspieszeń z urządzeniem CQ Motion

Wykonano pomiary porównawcze z urządzeniem CQ Motion. Do porównania wykorzystano odczyt z jednego z czujników zamocowanego na wysokości pasa. Osoba monitorowana stała w bezruchu w pozycji ustalonej. Czas pomiaru został ustalony na 60 sekund, czułość ± 4 g, częstotliwość próbkowania 50 Hz.

Tabela 8. Wybrane wartości statystyczne otrzymanych pomiarów urządzenia CQ Motion (pozycja stojąca ustalona)

	A_{x1}	A_{y1}	A_{z1}	A_{1w}
Średnia	-0,28	0,12	0,90	0,96
Min	-0,3	0,09	0,88	0,92
Max	-0,26	0,16	0,94	0,99
Mediana	-0,28	0,12	0,91	0,96



Rys. 11. Fragment przebiegu zarejestrowanego z Akcelerometru w pozycji stojącej ustalonej

6. Wnioski

Wyżej przedstawione rozwiązanie autorskie dedykowane jest głównie dla osób z dysfunkcjami ruchowymi. Dzięki zastosowaniu sterowania z poziomu aplikacji zarządzającej, możliwa jest konfiguracja zakresu pomiarowego, np. zmiana częstotliwości próbkowania, zmiana podstawowych parametrów urządzenia: nazwa oraz kod dostępu. Zastosowany mikrokontroler MSP 430 daje możliwości dalszego rozwoju projektu poprzez dołączanie dodatkowych czujników.

Zastosowanie zestawu 3 sensorów – akcelerometru 3D, magnetometru 3D, żyroskopu 3D pozwala na zwiększenie dokładności pomiaru aktywności fizycznej. Zastosowany magnetometr umożliwia redukcję wpływu przyspieszenia ziemskiego z wykonywanych pomiarów, dodatkowo na bieżąco informuje o położeniu urządzenia względem ziemskiego pola magnetycznego.

Dokonując analizy porównawczej danych pomiarowych z czujnika aktywności fizycznej oraz urządzenia CQ Motion w warunkach statycznych i dynamicznych można stwierdzić, że uzyskano klasę dokładności czujnika porównywalną z urządzeniem CQ Motion.

Literatura

- [1] Bajcsy R., Chen J., Kwong K., Chang D., Luk J.: Fall detection using wireless sensor networks, 27th Annual International Conference of the EMBS, 2005.
- [2] Crouter S. E., Schneider P. L., Karabulut M., Bassett Jr.: Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 35, 2003, 1455–1460.
- [3] Esser P., Dawes H., Collett J., Howells K.: IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement, *Journal of Biomechanics* 42, 2009, 1578–1581.
- [4] Jovanov E., Price J., Raskovic D., Kavi K., Martin T., Adhami R.: Wireless Personal Area Networks in Telemedical Environment, *Proceedings of the Third International Conference on Information technology in Biomedicine (ITAB-ITIS2000)*, Arlington, 2000, 22–27.
- [5] Maciejewski M., Surtel W., Wójcik W., Masiak J., Dzida G., Horoch A.: Telemedical systems for home monitoring of patients with chronic conditions in rural environment, *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, Vol. 21, No 1, 2014, 167–173.
- [6] Mathie M. J., Celler B. G.: A System For Monitoring Posture And Physical Activity Using Accelerometers, *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2001, 3654–3657.
- [7] Mayagoitia R. E., Nene, A.V., et al.: Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *J. Biomech.* 35 (4), 2002, 537–542.
- [8] Wong W., Wong M., et al.: Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthet. Orthot. Int.* 31 (1), 2007, 62–75.
- [9] <http://www.cq.com.pl/cqmotion.htm> [22.06.2015]
- [10] <http://www.pololu.com/file/0J563/L3GD20.pdf> [22.06.2015]
- [11] <http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/DM00027543.pdf> [22.06.2015]
- [12] http://www.ti.com/lscs/ti/microcontrollers_16-bit_32-bit/msp/ultra-low_power/msp430f2x_msp430f4x/tech_docs.page [22.06.2015]

Mgr inż. Rafał Borowiec
e-mail: raff@onet.pl

Absolwent Politechniki Lubelskiej, Wydziału Elektrotechniki i Informatyki. W 2004 obronił pracę magisterską o tematyce Karta dźwiękowa USB. Zainteresowania: telemedycyna, sieci komputerowe przewodowe i bezprzewodowe, bezpieczeństwo przetwarzania informacji.



Dr inż. Wojciech Surtel
e-mail: w.surtel@pollub.pl

Ukończył studia na Wydziale Elektrycznym Politechniki Lubelskiej. W latach 1989–2011 pracownik naukowo-dydaktyczny (asystent, adiunkt) w Katedrze Elektroniki Politechniki Lubelskiej. Tytuł doktora uzyskał w 1999 r. na Wydziale Elektrycznym PL – temat rozprawy: Cyfrowe przetwarzanie sygnału pomiarowego w wybranych przypadkach dynamicznego ważenia masy. Od roku 2011 starszy wykładowca w Instytucie Elektroniki i Techniki Informatycznych. Obszar zainteresowań naukowych i dydaktycznych: telemedycyna, systemy mobilne.



otrzymano/received: 23.06.2015

przyjęto do druku/accepted: 18.09.2015