

WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA

im. Jarosława Dąbrowskiego

WYDZIAŁ ELEKTRONIKI



PRACA DYPLOMOWA

**Elektroniczny system przetwarzania danych
treningowych biegacza**

.....
(temat pracy dyplomowej)

sierż. pchor. Kamil GRADOWSKI s. Tomasza

.....
(stopień wojskowy, tytuł zawodowy, imiona i nazwisko, imię ojca dyplomanta)

ELEKTRONIKA I TELEKOMUNIKACJA

.....
(kierunek studiów)

Eksploatacja systemów łączności

.....
(specjalność)

Stacjonarne, studia drugiego stopnia - magisterskie

.....
*(forma i rodzaj studiów)**

dr hab. inż. Mateusz PASTERNAK, prof. WAT

.....
(stopień wojskowy, tytuł i stopień naukowy, imię i nazwisko promotora pracy dyplomowej)

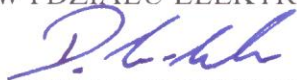
WARSZAWA 2019

WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA

im. Jarosława Dąbrowskiego

WYDZIAŁ ELEKTRONIKI INSTYTUT TELEKOMUNIKACJI

"AKCEPTUJĘ"
DZIEKAN
WYDZIAŁU ELEKTRONIKI



prof. dr hab. inż. Andrzej DOBROWOLSKI

Dnia 26 LUT, 2019
.....r.

ZADANIE do pracy dyplomowej

Wydane studentowi

pchor. inż. Kamil GRADOWSKI
(stopień, tytuł zawodowy, imiona i nazwisko)

ELEKTRONIKA I TELEKOMUNIKACJA

.....
(kierunek studiów)

STACJONARNE STUDIA DRUGIEGO STOPNIA - MAGISTERSKIE

.....
(forma i rodzaj studiów)

I. Temat pracy: **Elektroniczny system przetwarzania danych treningowych
biegacza**

II. Treść zadania:

1. Przegląd literatury w zakresie systemów monitorowania danych treningowych.
2. Analiza przydatności komercyjnie dostępnych podsystemów do monitorowania danych treningowych.
3. Realizacja i testy systemu laboratoryjnego.
4. Sformułowanie wniosków.

III. W rezultacie wykonania pracy należy przedstawić:

- a/ notatkę objaśniającą z obliczeniami
- b/ wykresy: niezbędne do realizacji pracy
- c/ rysunki: niezbędne do realizacji pracy


IV. Konsultant:

V. Opiekun merytoryczny: płk dr hab. inż. Zbigniew PIOTROWSKI, prof. WAT


VI. Termin zdania przez studenta ukończonej pracy: 10.06.2019r.

VII. Data wydania zadania: 07.03.2019r.


PROMOTOR PRACY DYPLOMOWEJ


.....
dr hab. inż. Mateusz PASTERNAK,
prof. WAT

DYREKTOR
INSTYTUTU TELEKOMUNIKACJI


.....
płk dr hab. inż. Zbigniew PIOTROWSKI,
prof. WAT

Zadanie otrzymałem dnia 07.03.2019 r.


.....
(podpis studenta)

Spis treści

1. WSTĘP	7
2. PRZEGLĄD LITERATURY W ZAKRESIE SYSTEMÓW MONITOROWANIA DANYCH TRENINGOWYCH.....	9
2.1. Przykłady charakterystyk wybranych systemów	9
2.2. Opublikowane rezultaty testów	12
3. ANALIZA PRZYDATNOŚCI KOMERCYJNIE DOSTĘPNYCH PODSYSTEMÓW DO MONITOROWANIA DANYCH TRENINGOWYCH	25
3.1. Globalny System Pozycyjny.	25
3.1.1. Moduł NEO-6	26
3.1.2. Moduł NEO-7	28
3.1.3. Moduł GPS MT3339	29
3.2. Akcelerometry.....	31
3.2.1. ADXL345	31
3.2.2. MMA8452Q.....	33
3.3. Czujniki tętna ludzkiego serca.	34
3.3.1. DFRobot Gravity	34
3.3.2. MAX30100	35
3.3.3. POLAR T34/T31	37
3.4. Wyświetlacze kompaktowe.....	38
3.4.1. Wyświetlacz LCD 2x16.....	38
3.4.2. Wyświetlacz LCD graficzny Nokia 5110	39
3.4.3. Wyświetlacz Waveshare LCD TFT 1,8” 128x160px.	39
3.4.4. Wyświetlacz Waveshare OLED 0,95” 96x64px.....	40
4. REALIZACJA I TESTY SYSTEMU LABORATORYJNEGO	42
4.1. Założenia projektu.....	42
4.2. Wybór komponentów	42
4.2.1. Mikrokontroler.....	42
4.2.2. Moduły peryferyjne.	44
4.3. Algorytm działania.....	46
4.4. Realizacja płytek drukowanych	50
4.5. Testy układu	54
4.5.1. Pomiar odległości	55
4.5.2. Pomiar tętna	58
4.5.3. Czas pracy na akumulatorze	60

5. WNIOSKI.....	62
Bibliografia	63
Spis rysunków.....	65
Spis tabel.....	67

1. WSTĘP

Nieustanny postęp technologiczny pozwala każdemu korzystać z coraz to nowszych i bardziej zaawansowanych rozwiązań elektronicznych, które nie tylko ułatwiają życie, ale towarzyszą nam również niemal na każdym kroku. Znaczący wpływ na tą zmianę miała popularyzacja mikrokontrolerów i procesorów, które pomimo spadku ceny zwiększyły nawet kilkusetkrotnie swoje możliwości w przeciągu ostatnich dwudziestu lat. Trend ten można zauważyć nie tylko w wyspecjalizowanych urządzeniach i systemach, ale również w sprzęcie codziennego użytku.

Zaawansowane rozwiązania techniczne pomagają sportowcom z różnych dziedzin przełamywać kolejne granice i pobijać, wydawałoby się, że już przez lata wyśrubowane, rekordy świata. Zgodnie z badaniami społecznymi, przeprowadzonymi wśród osób amatorsko uprawiających sport, już od 2016 roku noszona technologia służąca do akwizycji danych treningowych jest najbardziej popularnym i wiodącym trendem w tej grupie, wyprzedzając znacząco, prowadzące do tej pory, trening z własną masą ciała oraz trening interwałowy [4]. Wyniki te świadczą, że różne urządzenia noszone podczas treningów są wykorzystywane nie tylko przez zawodowców, ale również przez wszystkich tych, którzy sportem zajmują się hobbystycznie, a grupa ta z roku na rok powiększa swoją liczebność.

Używanie komercyjnych systemów wiąże się z pewnymi niebezpieczeństwami, niestety zaledwie niewielka część z tych urządzeń posiada pełne, wiarygodne i niezależne testy skuteczności, przez co otrzymane wyniki mogą mocno różnić się od prawdziwych wartości. Kolejnym zagrożeniem jakie niosą ogólnodostępne urządzenia jest ujawnianie danych szczególnie wrażliwych, między innymi danych o naszej lokalizacji i stanie zdrowia, które są najbardziej cenne i pożądane przez firmy farmaceutyczne. Na początku 2018 roku świat obiegła informacja o nieświadomym ujawnieniu tajnych baz CIA, amerykańskich baz broni nuklearnej w Turcji, chińskich niejawnych baz wojskowych czy sekretnej tajwańskiej bazy rakietowej. Wszystko to za przyczyną firmy Strava, która udostępniła mapę ukazującą zagregowane ścieżki biegaczy używających ich aplikacji., firma wywodząca się z Kalifornii pobiera dane treningowe z smartfonów jak i z specjalistycznych urządzeń treningowych. Pokazanie ponadprzeciętnej aktywności biegaczy na środku pustyni lub w głębi lasu tropikalnego, może jednoznacznie wskazywać na tajną jednostkę wojskową. Obrysowane kontury ścieżek biegowych dokładnie pokazują rozmiary oraz kształt ogrodzenia bazy, dookoła której biegali

stacjonujący tam żołnierze, ponadto istnieją uzasadnione przesłanki by sądzić, że część z nich nie wyłączała tych urządzeń podczas zadań bojowych. Niewątpliwym argumentem przemawiającym za próbą samodzielnej realizacji elektronicznego systemu monitorowania danych treningowych biegacza jest stosunkowo wysoka cena zaawansowanych urządzeń i konieczność dopłacania producentowi za każdą dodatkową funkcjonalność.

Celem pracy była realizacja systemu służącego do monitorowania oraz akwizycji danych treningowych biegacza, aby osiągnąć większą efektywność treningów. Zbudowany system zakładał wykluczenie większości wad komercyjnie dostępnych urządzeń, zapewniając między innymi ochronę dla danych wrażliwych oraz zostać zrealizowany w cenie niższej niż dostępne na rynku urządzenia.

2. PRZEGLĄD LITERATURY W ZAKRESIE SYSTEMÓW MONITOROWANIA DANYCH TRENINGOWYCH

Znaczną część literatury na temat systemów monitorowania danych treningowych stanowią różnego rodzaju publikacje i artykuły opracowywane przez akademie wychowania fizycznego oraz uniwersytety medyczne na całym świecie. Większość z nich traktuje o systemach oraz badaniach, które przeprowadzone zostały w ostatnich kilku latach, ponieważ jest to stosunkowo nowa dziedzina. Rozwijaniem tego rodzaju urządzeń, ich testowaniem i opisywaniem zajmują się zarówno osoby związane ze sportem oraz zdrowiem, jak i elektronicy. Tylko dzięki połączeniu wiedzy i umiejętności z obu tych dziedzin możliwe jest opracowanie i stworzenie takiego systemu.

Cała zgromadzona na ten temat literatura to pozycje anglojęzyczne. Uniwersytety i akademie wychowania fizycznego na zachodzie Europy oraz w Stanach Zjednoczonych znacząco intensywniej zajęły się tym tematem. Może to być spowodowane większym zainteresowaniem tego typu systemami w tych krajach, ich większą dostępnością a także większym zaciekawieniem się aktywnością fizyczną wśród ich mieszkańców.

Część pozycji literaturowych skupiła się na wyposażeniu konkretnych systemów, ich częściach składowych oraz dostępnych funkcjonalnościach. Inne przeprowadzone testy traktują bardziej na temat wiarygodności, dokładności i użyteczności opisywanych systemów.

2.1. Przykłady charakterystyk wybranych systemów

Artykuł „*Accuracy of the vivofit activity tracker*” [3], zrealizowany w oparciu o testy naukowców z Memorial University of Newfoundland w Kanadzie sprawdza dokładność popularnego w tym kraju urządzenia jakim jest vivofit. Polski dystrybutor tego urządzenia opisuje je jako opaskę fitness, umożliwiającą m.in. na wyświetlanie ilości kroków, spalonych kalorii, przebytego dystansu oraz zapisywanie i planowanie postępów. Celem tego badania było sprawdzenie dokładności pomiaru urządzenia dla oceny zużycia energii oraz pomiaru liczby kroków.

W testach wzięło udział 13 uczestników, które nosiły vivofit przez 5 dni. Każdy z biorących udział w testach poproszony został o niezależne wykonywanie jednogodzinnej aktywności fizycznej każdego dnia. Czwartego dnia testów uczestnicy

przybyli do laboratorium by przejść badania BMR (*Basal Metabolic Rate*), który prezentuje podstawowy wskaźnik przemiany materii, indywidualny dla każdego człowieka. Tego samego dnia, osoby biorące udział w badaniu, odbyły test na bieżni. Piątego dnia przez jedną godzinę wykonywane były przez nich aktywności nazwane jako „biurowe”.

Z analizy otrzymanych wyników wynika, że oszacowane przez urządzenie wartości BMR nie różniły się znacząco od wartości obliczonych za pomocą pośredniej kalorymetrii, która polega na respiracyjnym określeniu wymiany gazów oddechowych (objętości zużytego tlenu i wydzielonego dwutlenku węgla) w jednostce czasu [17]. Niestety urządzenie znacząco nie doszacowało zużycie energetyczne przy chodzeniu na bieżni, ale pozytywnie zareagowało na zmiany w nachyleniu. Ponadto vivofit nie doszacował liczby kroków dla chodzenia po płaskiej powierzchni, ale poprawnie oszacował ich liczbę w przypadku chodzenia po nachylonym podłożu. Zauważono silną korelację pomiędzy zużyciem energetycznym a natężeniem ćwiczeń. W podsumowaniu stwierdzono, że opaskę fitness vivofit można postawić na równi z innymi podobnymi urządzeniami i z powodzeniem stosować do śledzenia aktywności fizycznej.

Niestety w powyższej publikacji nie określono konkretnych kryteriów oceny dokładności, tzn. jaki błąd pomiaru uważano za dopuszczalny, a jaki już przekreślałby to urządzenie do zastosowania w śledzeniu aktywności fizycznej. Nie podano również odległości na bieżni na jakiej sprawdzano urządzenie. Braki te sprawiają, że zostaliśmy pozbawieni szczegółów umożliwiających nam indywidualną ocenę i jesteśmy zmuszeni uwierzyć w ocenę autorów artykułu, bez możliwości indywidualnej analizy.



Rys. 2.1. Opaska fitness vivofit [18]

Publikacja wydana przez Katedrę Systemów Informatycznych University of Maryland w Baltimore pod tytułem „*The bit doesn't fit: Evaluation of a commercial activity-tracker at slower walking speeds*” [8] ocenia działanie produktu FitBit Ultra. Jest to urządzenie, przymocowywane w okolicach biodra, które określa ilość kroków, co następnie przelicza na przebytą odległość. Do detekcji ilości kroków FitBit Ultra

wykorzystuje akcelerometr, jest to stosunkowo prosta i łatwa metoda śledzenia aktywności fizycznej.

W testach dokładność urządzenia oceniano na podstawie czterominutowych interwałów na bieżni. Prędkość przemieszczania się była zbliżona do średniej prędkości osiągananej przez osoby dorosłe (0,9; 1,1; 1,3 [m/s]). Porównano liczbę kroków obliczoną przy pomocy FitBit Ultra z tą policzoną z nagrań wideo. Wyniki pokazały znaczne zawyżenie liczby kroków przy największej prędkości przemieszczania oraz duże zmniejszenie przy najmniejszej z badanych prędkości. Dodatkowo zauważono, że dla najmniejszej prędkości przemieszczania się zdarzały się sytuacje, gdzie FitBit Ultra nie detekował, a co za tym idzie nie zliczał kroków. Zawarte w artykule wnioski skupiły się na problemie ze stosowaniem badanego urządzenia przy małych prędkościach przemieszczania się. W teście tym, podobnie jak w poprzednim nie zostały podane żadne konkretne dane na temat wielkości błędów.



Rys. 2.2. FitBit Ultra [10]

Artykuł napisany przez badaczy z trzech różnych uniwersytetów w Stanach Zjednoczonych (Kent State University, Baldwin Wallace University oraz University Heights), pod tytułem „*The validity of the commercially-available, low-cost, wrist-worn Movband accelerometer during treadmill exercise and free-living physical activity*” [9], który ukazał się na łamach Journal of Sports Science opisuje wyniki badań, którym poddane zostało urządzenie Movband. Jest to system w formie bardzo zbliżonej do zegarka, noszony na nadgarstku. Zasada działania, podobnie jak we wcześniej opisanych urządzeniach, opiera się na analizie sygnału otrzymanego z akcelerometru.

Dzięki zamontowaniu tego urządzenia na rękę uzyskujemy monitorowanie nie tylko kroków, lecz również innych aktywności fizycznych.



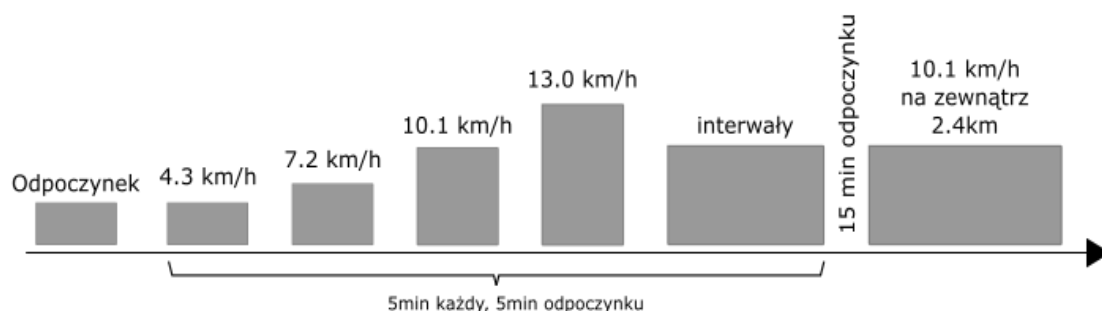
Rys. 2.3. Movband [19]

Badana grupa została bardzo precyzyjnie opisana w tym artykule. Były to 23 osoby, z czego 16 to kobiety, średnie BMI wynosiło $22,9 \pm 4,0 \text{ kg/m}^2$, średni wiek $21,9 \pm 1,6$ lat. Ponadto sprecyzowano dokładnie rodzaj aktywności podczas testów. Było to pokonanie pięciominutowego etapu czterokrotnie, z czterema różnymi prędkościami na bieżni (2,0; 3,0; 4,0; 5,0 MPH). Wartością odniesienia była ilość zużytego tlenu, więc jak w jednym z powyższych testów było to liczone za pomocą pośredniej kalorymetrii. Kolejnym etapem tego testu było noszenie przez 15 z wcześniej badanych dwóch Movband'ów podczas codziennych czynności przez trzy kolejne dni. Na podstawie przeprowadzonych testów wyciągnięto wnioski, iż występowały znaczące zależności pomiędzy intensywnością aktywności wskazywaną przez urządzenia, a wartością zużytego powietrza w teście laboratoryjnym i ilością ruchów w teście codziennym. Stwierdzono również, że stosunkowo tani akcelerometr Movband wydaje się zapewniać prawidłową ocenę intensywności aktywności fizycznej.

2.2. Opublikowane rezultaty testów

Badacze z dwóch niemieckich uniwersytetów (German Sport University Cologne i University of Wurzburg), przeprowadzili serię testów, których celem było sprawdzenie wiarygodności 11 urządzeń służących do śledzenia aktywności fizycznej. Wyniki tych badań zawarte są w artykule „*Criterion-Validity of Commercially Available Physical Activity Tracker to Estimate Step Count, Covered Distance and Energy Expenditure during Sports Conditions, Frontiers in physiology*” [2]. Systemy te były testowane pod względem wiarygodności szacowania liczby kroków, przebytego dystansu i zużycia

energii w warunkach laboratoryjnych, uwzględniając zarówno zmienne prędkości jak i stałe o różnej wartości. Zauważono, że dla amatorów podczas spacerów i uprawiania lekkiego joggingu możliwe błędy nie są bardzo groźne i znaczące, natomiast w przypadku profesjonalnych sportowców należy stosować jedynie te urządzenia, których wiarygodność poznaliśmy w zaufanych testach.



Rys.2.4. Protokół z ćwiczeń przeprowadzonych z udziałem osób testujących [wg 2]

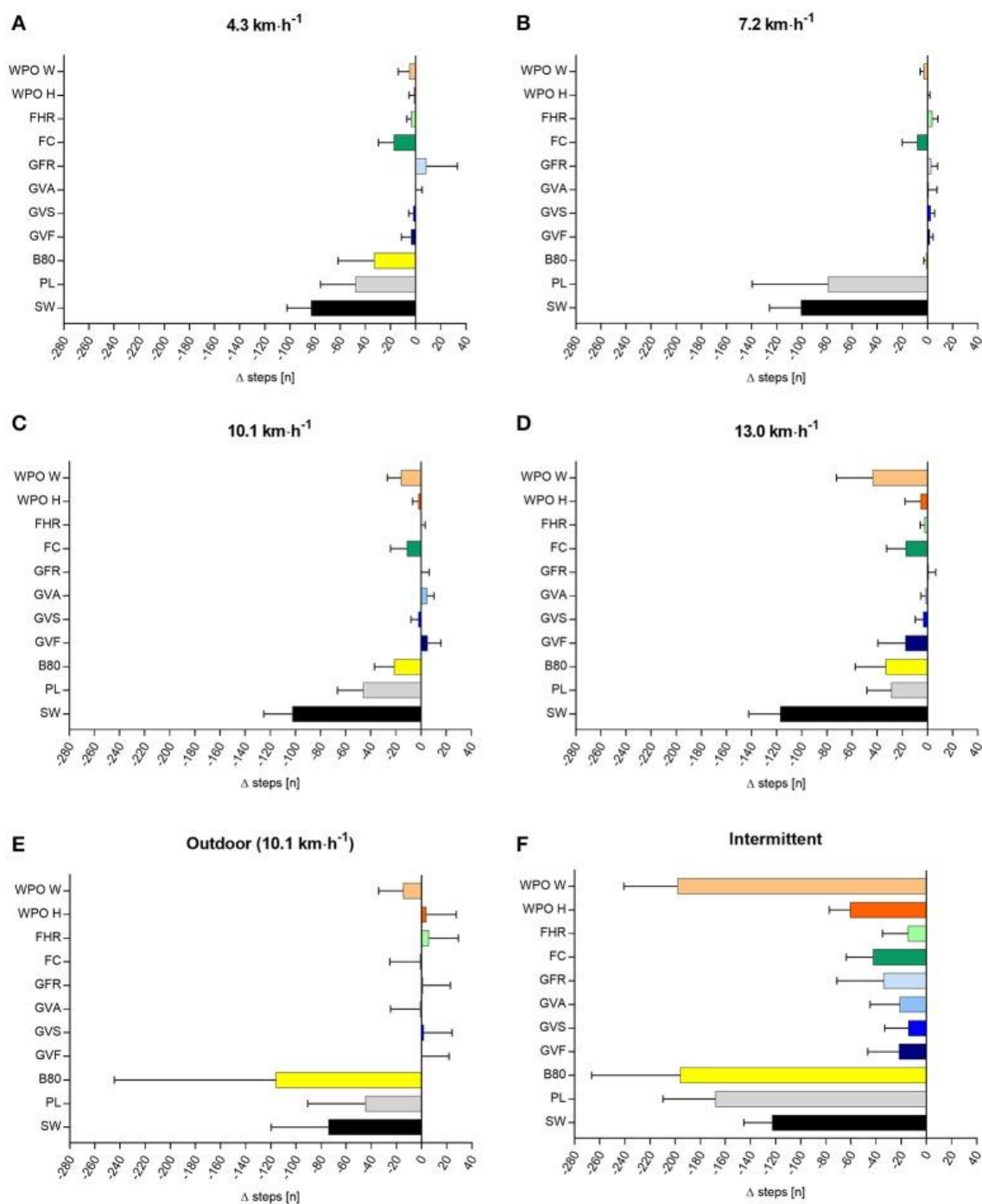
Badanie zostało przeprowadzone na grupie składającej się z 20 studentów (10 mężczyzn i 10 kobiet). Wykonali oni trening składający się z czterech pięciominutowych fragmentów z różnymi stałymi prędkościami (4,3; 7,2; 10,1; 13,0 [km/h]), pięciominutowego okresu interwałów oraz biegu na świeżym powietrzu na dystansie 2,4 [km] z średnią prędkością 10,1 [km/h]. Kolejne etapy testu oddzielone były przerwami na odpoczynek. Badani podczas testów nosili 11 różnych urządzeń służących do monitorowania danych treningowych: Bodymedia Sensewear, Beurer AS 80, Polar Loop, Garmin Vivofit, Garmin Vivosmart, Garmin Vivoactive, Garmin Forerunner 920XT, Fitbit Charge, Fitbit Charge HR, Xaomi MiBand, Withings Pulse O_x. Liczba kroków, dystans oraz wydatek energetyczny zostały ocenione przez porównanie wyniku każdego z urządzeń do wyników uzyskanych przez urządzenia wzorcowe. Jednym z tych systemów odniesienia był Optogait, który został użyty jako miara do monitorowania liczby kroków na bieżni. Wykorzystuje on system fotokomórek do precyzyjnego pomiaru liczby kroków. Jest to bardzo wiarygodna metoda, ponieważ jej ICC wynosi 0,997. ICC (*Intraclass Correlation Coefficient*) jest to współczynnik korelacji wewnątrzklasowej, opracowany w 1979 roku, zgodnie z którym dla wartości tego parametru większych od 0,9 można stwierdzić, że wiarygodność układu jest znakomita, dla 0,75-0,9 dobra, 0,6-0,75 umiarkowana i dla mniejszych od 0,6 niska. Drugim wzorcem była ilość kroków policzona przy pomocy nagrania wideo oraz kalorymetria pośrednia.

Wyniki przeprowadzonych testów zostały przedstawione przy pomocy wykresów słupkowych oraz konkretnych wartości obliczonych parametrów zamieszczonych w tabeli. Wszystkie urządzenia, oprócz Bodymedia Senswear, Polar Loop i Beurer AS80, wykazały się satysfakcjonującą trafnością szacowania ilości kroków, co przekładało się na dobry ICC oraz niski MAPE (*Mean Absolute Percentage Error*) stanowiący średni bezwzględny błąd procentowy, który można obliczyć z zależności:

$$MAPE = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n \left| \frac{A_t - F_t}{A_t} \right| \quad (2.1)$$

gdzie n oznacza liczbę próbek, A_t aktualną wartość, F_t przewidywaną wartość.

Własność tą zachowały one zarówno przy stałych jak i zmiennych prędkościach dla monitorowania liczby kroków. Zauważyć można również fakt, że wszystkie urządzenia najgorzej poradziły sobie podczas treningu interwałowego, kiedy to często zmieniała się prędkość biegu. Warte odnotowania jest również to, iż przy większości urządzeń wraz ze wzrostem odległości procentowy błąd niedoszacowania liczby kroków się zwiększał, mało urządzeń popełniało błąd, w którym liczba kroków byłaby większa od rzeczywistej. Z wszystkich przetestowanych urządzeń najlepiej radziły sobie te od firmy Garmin.



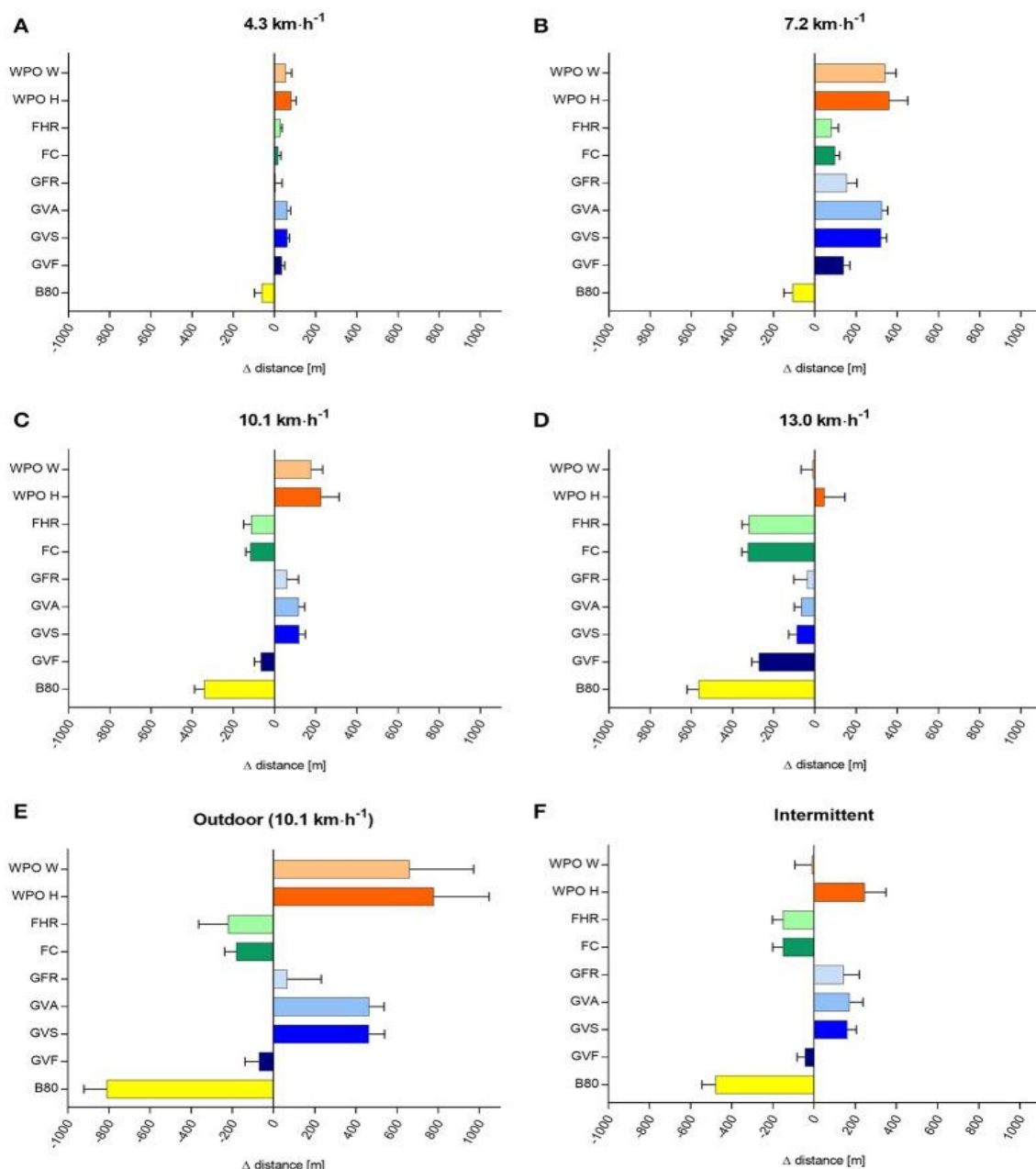
Rys. 2.5. Różnica w liczbie liczonych kroków pomiędzy kryterium porównania a jedenastoma miernikami aktywności przy różnych prędkościach. Przedstawione dane są średnią.

Oznaczenia: SW-Bodymedia Sensewear; PL-Polar Loop; B80-Beurer AS80; GVF-Garmin Vivofit; GVS-Garmin Vivosmart; GVA-Garmin Vivoactive; GFR-Garmin Forerunner 920XT; FC-Fitbit Charge; FHR-Fitbit Charge HR; WPO H-Withings Pulse O_x Hip; WPO W-Withings Pulse O_x Wrist

TAB.2.1 RYS. RÓŻNICA W LICZBIE LICZONYCH KROKÓW POMIĘDZY KRYTERIUM PORÓWNIANIA A JEDENASTOMA MIERNIKAMI AKTYWNOŚCI PRZY RÓŻNYCH PRĘDKOŚCIACH. PRZEDSTAWIONE DANE SĄ ŚREDNIA. OZNACZENIA: SW-BODYMEDIA SENSEWEAR; PL-POLAR LOOP; B80-BEURER AS80; GVF-GARMIN VIVOFIT; GVS-GARMIN VIVOSMART; GVA-GARMIN VIVOACTIVE; GFR-GARMIN FORERUNNER 920XT; FC-FITBIT CHARGE; FHR-FITBIT CHARGE HR; WPO H-WITHINGS PULSE O_x HIP; WPO W-WITHINGS PULSE O_x WRIST

		SW	PL	B80	GVF	GVS	GVA	GFR	FC	FHR	WPO H	WPO W
4,3 km/ h	MAPE	-15,5	-8,7	-6,1	-0,7	-0,3	0,1	1,5	-3,2	-0,6	-0,2	-0,9
	ICC	0,18	0, 06	0,20	0,89	0,97	0,94	0,72	0, 57	0,96	0,98	0,82
7,2 km/ h	MAPE	-12,8	-9,6	-0,1	0,2	0,3	0,1	0,3	-1,1	0,5	0	-0,4
	ICC	0,18	-0, 27	0,99	0,99	0,98	0,94	0,98	0, 83	0,97	0,59	0,99
10,1 km/ h	MAPE	-12,5	-5,4	-2,5	0,7	-0,2	0,6	0,04	-1,3	0,01	-0,2	-1,9
	ICC	0,27	0,39	0,72	0,91	0,97	0,97	0,99	0,85	0,99	0,99	0,83
13,0 km/ h	MAPE	-13,5	-3,3	-3,7	-2,0	-0,4	-0,2	0,1	-1,9	-0,3	-0,6	-4,8
	ICC	0,23	0,69	0,49	0,73	0,97	0,99	0,99	0,78	0,99	0,96	0,25
Inter-mittent	MAPE	-9,9	- 13,3	-16,2	-1,4	-1,1	-1,5	-2,7	-3,3	-1,1	-4,7	-16,0
	ICC	0,62	0,31	0,37	0,88	0,95	0,89	0,93	0,88	0,93	0,91	0,34
Outdoor	MAPE	-3,0	-1,9	-4,7	-0,02	-0,04	-0,1	0,03	-0,1	0,2	0,1	-0,6
	ICC	0,82	0,8	0,50	0,98	0,98	0,98	0,98	0,9	0,98	0,98	0,98

W testach liczenia kroków, tylko trzy urządzenia zachowały we wszystkich próbach współczynnik korelacji wewnątrzklasowej na najwyższym poziomie ($ICC \geq 0,9$), były to: Garmin Vivoactive, Garmin Vivosmart i Fitbit Charge HR. Urządzenia te również cechowały się najlepszym średnim bezwzględnym błędem procentowym.

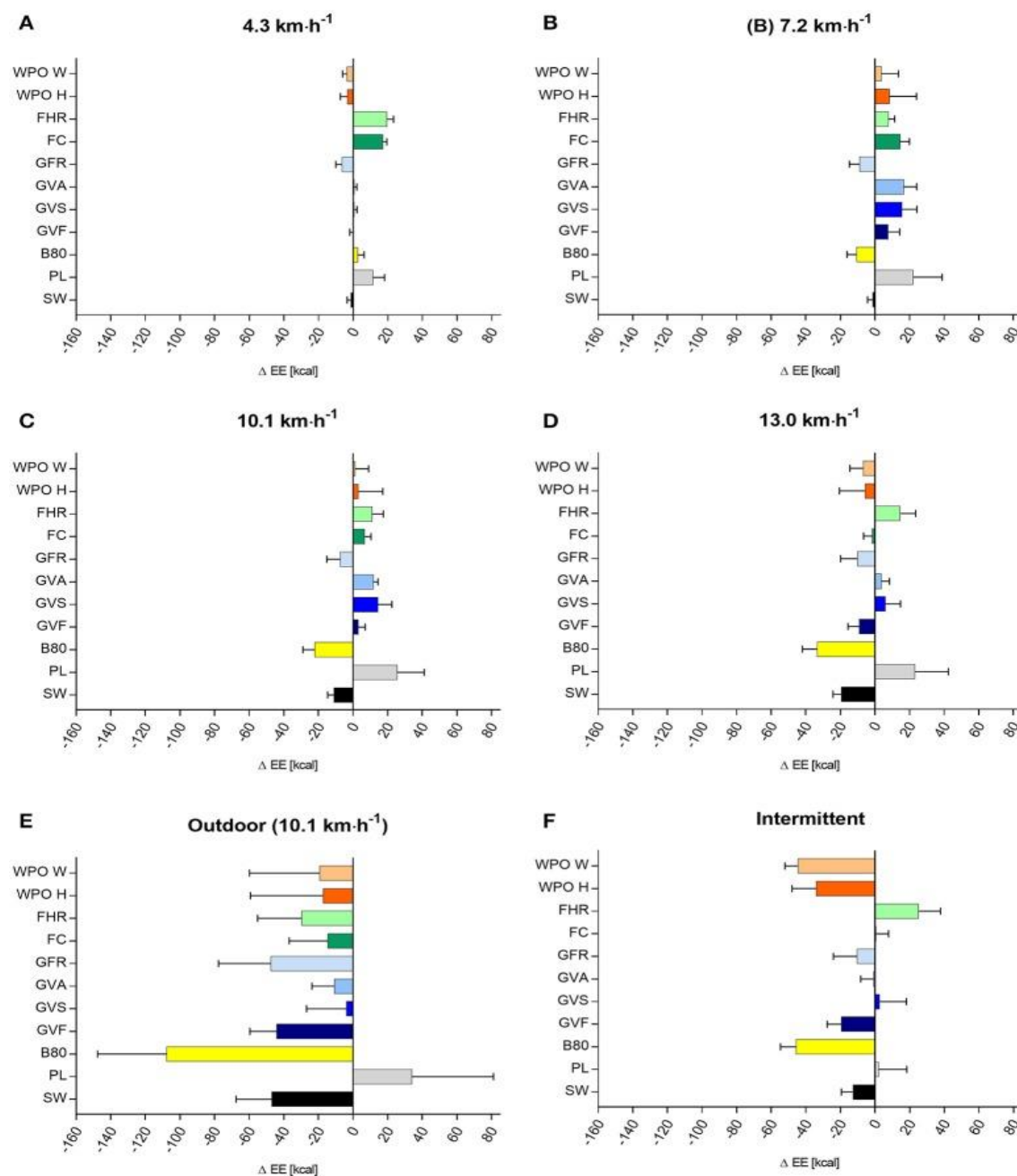


Rys.2.6. Różnica w pokonanym dystansie pomiędzy kryterium porównania a jedenastoma miernikami aktywności przy różnych prędkościach. Przedstawione dane są średnią.

Oznaczenia: SW-Bodymedia Sensewear; PL-Polar Loop; B80-Beurer AS80; GVF-Garmin Vivofit; GVS-Garmin Vivosmart; GVA-Garmin Vivoactive; GFR-Garmin Forerunner 920XT; FC-Fitbit Charge; FHR-Fitbit Charge HR; WPO H-Withings Pulse O_x Hip; WPO W-Withings Pulse O_x Wrist

Przy pomiarze przebytego dystansu, wszystkie urządzenia wykazały niski współczynnik ICC (<0,1) oraz wysoki MAPE (nawet do 50%), co oznacza złą trafność i niską wiarygodność. Zmierzona odległość różniła się w niektórych testach prawie 10% od realnej odległości, co jest dużym błędem. Można zauważyć zależność, iż dla krótkich odcinków testowych, przebiegnięta odległość jest zazwyczaj zawyżana

a dla najdłuższych zaniżana. Urządzenie Beurer AS80 wykazuje ciągle silną tendencję do zaniżania odległości.



Rys.2.7. Różnica w wydatku energetycznym pomiędzy kryterium porównania a jedenastoma miernikami aktywności przy różnych prędkościach. Przedstawione dane są średnią.

Oznaczenia: SW-Bodymedia Sensewear; PL-Polar Loop; B80-Beurer AS80; GVF-Garmin Vivofit; GVS-Garmin Vivosmart; GVA-Garmin Vivoactive; GFR-Garmin Forerunner 920XT; FC-Fitbit Charge; FHR-Fitbit Charge HR; WPO H-Withings Pulse O_x Hip; WPO W-Withings Pulse O_x Wrist

Pomiar wydatku energetycznego (EE) był akceptowalny dla urządzeń Garmin, Fitbit oraz Withings Pulse (niski do średniego poziom współczynnika MAPE), podczas gdy Bodymedia Sensewear, Polar Loop i Beurer AS80 wykazały wysoki poziom MAPE

(do 56%), dla wszystkich warunków badania. Zauważalne jest znaczące pogorszenie jakości określanego wydatku energetycznego dla testów przeprowadzanych na zewnątrz, wtedy to wszystkie urządzenia, poza Polar Loop, znacząco zaniżyły wartość tego parametru.

Autorzy tego testu uznali, że niniejsze badania mogły zostać obarczone pewnym błędem wynikającym z obliczania wydatku energetycznego za pomocą kalorymetrii pośredniej wykorzystując urządzenie Metamax 3B. Pomimo, że wszystkie przeprowadzone badania trwały dwa tygodnie a inne ekspertyzy wykazały, że Metamax 3B zapewnia akceptowalnie stabilne i wiarygodne wyniki, to należy wziąć pod uwagę nieznaczną degradację czujnika tlenu. Ponadto prędkości na bieżni nie były losowe, lecz zwiększane stopniowo, co trochę upraszcza naturę biegu nie oddając jej prawdziwego charakteru. Według badaczy większość ubrań mierzących parametry treningowe zapewnia akceptowalny poziom wiarygodności dla liczby kroków. Najlepiej spisującymi się systemami, posiadającymi między innymi najmniejszy MAPE, do monitorowania liczby kroków były urządzenia firmy Garmin oraz Fitbit. Zgodnie z ich wnioskami zmierzona odległość oraz wydatek energetyczny nie mogą być uznawane bezkrytycznie za dobre w specyficznych warunkach, takich jak maraton lub 90-minutowy mecz piłki nożnej. Pokonany dystans oraz EE wykazywały w tych wyjątkowych warunkach wysokie błędy.

Powyższe badania jak i artykuł charakteryzują się bardzo wysokim poziomem profesjonalizmu, wszystkie wyniki, warunki testów oraz badana grupa zostały bardzo precyzyjnie określone i opisane. Wyciągnięte wnioski podsumowujące testy dają jasny obraz stanowiska jakie zajęli autorzy, ale zaprezentowane wyniki badań pozwalają na zapoznanie się z mocnymi i słabymi stronami każdego urządzenia oraz wypracowanie własnego zdania na ten temat.

Kolejną publikacją traktującą na temat elektronicznych systemów monitorowania danych treningowych biegacza jest praca „*How valid are wearable physical activity trackers for measuring steps?*” [5]. Głównym celem powyższego badania było sprawdzenie z jakimi błędami szacowania można się spodziewać podczas ich użytkowania. Badana grupa składała się z 35 ludzi, testowane scenariusze to: chodzenie i jogging na bieżni, chodzenie na krytym torze oraz podczas dwudziestoczerogodzinnych czynności codziennych. Badani nosili jednocześnie

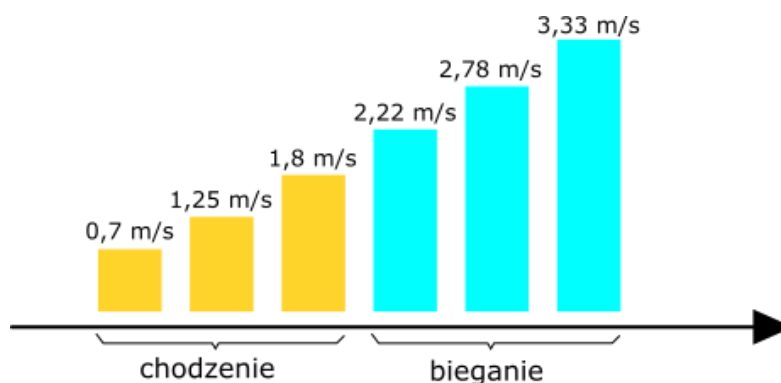
dziesięć urządzeń w tym samym czasie na bieżni i na krytym torze, natomiast do testu dwudziestoczerogodzinnego wybrano każdemu losowo trzy z nich. Zmierzona korelacja pomiędzy liczbą kroków zmierzonych do liczby kroków zaobserwowanych wynosiła $r=0.84$ na bieżni i $r=0,67$ na torze. Średnia wartość współczynnika MAPE pomiędzy wszystkimi urządzeniami na bieżni a ręcznym liczeniem kroków jest na poziomie 8,2%, parametr ten był najkorzystniejszy podczas testów na bieżni, najmniej korzystny natomiast podczas testu dwudziestoczerogodzinnego. Z badanych urządzeń testy wskazują Fitbit Zip oraz Withing Pulse jako najbardziej dokładne w szacowaniu liczby kroków, uwzględniając wszystkie trzy scenariusze.

Powyższy tekst opisujący badania porównawcze jest stosunkowo krótki i zawiera tylko podstawowe informacje na temat badanej grupy czy scenariuszy testowych. Nie zostały również określone prędkości biegu czy odległości. Brakuje także wymienienia wszystkich urządzeń biorących udział w badaniu oraz poszczególnych wyników dla danych systemów.

Praca pod tytułem „*Validation of the Fitbit One, Garmin Vivofit and Jawbone UP activity tracker in estimation of energy expenditure during treadmill walking and running*” [6], której autorami jest pięciu naukowców z Australii porównuje trzy urządzenia trzech różnych producentów podczas testów na bieżni. W badaniu brało udział 14 dorosłych ludzi, którzy najpierw szli z trzema różnymi prędkościami a następnie biegli, również z trzema różnymi tempami przemieszczania się. Wartościami odniesienia były te uzyskane przy pomocy pośredniej kalorymetrii. Z otrzymanych wyników można stwierdzić, że wszystkie urządzenia zachowały dobry współczynnik korelacji z wartością porównywaną dla wszystkich badanych prędkości, podczas prędkości biegowych znacząco lepszym współczynnikiem korelacji od pozostałej dwójki wykazał się Garmin Vivofit. Zauważono, że szacowane wartości zużycia energii dla pojedynczych prędkości zostały przeszacowane przez Fitbit One i niedoszacowane przez Garmin Vivofit.

Autorzy powyższej publikacji we wnioskach zaznaczyli, iż dla wszystkich urządzeń zużycie energii było różne od referencyjnego, przy czym błąd wzrastał wraz ze wzrostem intensywności treningu. Stwierdzili oni, że badane systemy nie są odpowiednie jako instrument pomiarowy dla precyzyjnego pomiaru zużycia energii, jednak mogą one być pomocne w przypadku chęci zmienienia nawyków życiowych. Ich przydatność wynika z prawidłowego wskazywania trendów w zużyciu energii, jednak w przypadku chęci

uzyskania precyzyjnych wyników należy wykonać dokładne pomiary specjalistycznymi urządzeniami.



Rys.2.8. Schemat testów, którym podlegały urządzenia

Oceniając powyższą pracę należy zwrócić uwagę na fakt, iż autorom udało się w stosunkowo krótkim i zwięzłym tekście zawrzeć najważniejsze informacje na temat warunków przeprowadzania testów oraz ich wyników. Poza podaniem wartości liczbowych tekst zawiera krótki komentarz i spostrzeżenia badaczy. Przez swoją zwięzłą formę może się okazać przystępny dla nowicjuszy do szybkiego zaznajomienia się z tematem.

Jedyną znaną publikacją traktującą na temat wiarygodności nowoczesnych smartfonów i porównania ich z innymi urządzeniami jest „*Validity of activity trackers, smartphones, and phone applications to measure steps in various walking conditions*” [7]. W badaniu wzięło udział dwudziestu uczestników z dwóch grup wiekowych, po dziesięciu z każdej grupy wiekowej, grupa A- 18-25 lat, grupa B- 45-70 lat. Badane były Iphony SE oraz Samsung Galaxy S6 Edge, czyli urządzenia dwóch największych producentów na rynku smartfonów. Z urządzeń noszonych na nadgarstkach przetestowano Garmin Vivofit oraz ActiGraph wGTX+. Podczas testu chodzono na bieżni z czterema różnymi prędkościami, a wszystkie smartfony miały zainstalowane sześć aplikacji akcelerometrycznych. Wzorcem porównawczym było nagranie wideo, przy pomocy którego zliczono ilość kroków.

Wartość MAPE dla iPhone SE oraz Garmin Vivofit była mała dla najmniejszych prędkości, Samsung Galaxy i ActiGraph noszony na biodrze pokazywały małe wartości MAPE tylko dla dwóch najwyższych prędkości oraz chodzenia. Najgorzej wypadł ActiGraph, który wykazał najwyższe wartości MAPE we wszystkich warunkach testowych. Stwierdzono, że iPhone SE oraz Garmin są dokładnymi urządzeniami

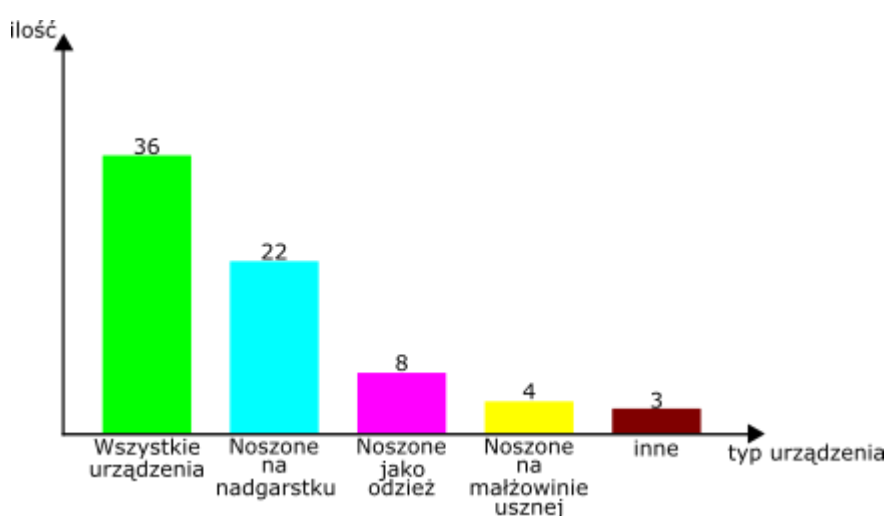
do pomiaru liczby kroków w różnych grupach wiekowych i różnych warunkach. Dodatkowo zaobserwowano, iż położenie telefonu nie wpływa na dokładność pomiaru, co znacznie zwiększa wszechstronność tego rozwiązania. Powyższy test ukazuje bardzo wartościowe zestawienie dedykowanych urządzeń do śledzenia aktywności fizycznej z uniwersalnymi smartfonami.

Międzynarodowa grupa naukowców, pracujących między innymi w centrach rozwoju nauki dla sportu, z sześciu krajów przedstawiła publikację, która opisuje wyniki przeprowadzonych przez nich testów porównawczych nieinwazyjnych indywidualnych urządzeń monitorowania treningu. Praca ich nosi tytuł „*Comparison of Non-invasive individual monitoring of the training and health of athletes with commercially available wearable technologies*” [4] i została opublikowana w jednym z najbardziej prestiżowych czasopism traktującym na tematy fizjologii w sporcie i nie tylko. Autorzy mieli na celu pomóc sportowcom przy decyzji, które parametry życiowe powinny być priorytetowe w ocenie treningu i które urządzenia będą najbardziej efektywnie monitorować dany parametr.

Stwierdzono, że niektóre parametry mogą być monitorowane tylko za pomocą zaawansowanych instrumentów lub są inwazyjne, a tym samym nieosiągalne do codziennego użytku. Uznano, że z praktycznego punktu widzenia monitorowanie parametrów wewnętrznych powinno być nie tylko nieinwazyjne, ale także skutecznie zapewniać prostotę w obsłudze i użyciu na co dzień. Przykłady możliwych parametrów do monitorowania według twórców to pomiar tętna (HR – *heart rate*), tętno podczas wysiłku fizycznego (HR_{ex}), tempo spadku HR po zakończeniu ćwiczeń oraz zmienność HR, ocena stanu nawodnienia, temperatura ciała, ekspozycja na promieniowanie ultrafioletowe, natlenienie krwi tętniczej oraz jakość i ilość snu.

W publikacji wzięto pod uwagę 36 urządzeń, z czego 22 były to te noszone na nadgarstku, 8 było odzieżą do założenia, 4 zakładane były na lub wkładane do małżowiny usznej oraz 3 urządzenia, które nie można zaklasyfikować do żadnej z powyższych kategorii. Stwierdzono, że większość urządzeń noszonych na nadgarstku wykorzystuje przyspieszeniomierze oraz umożliwia monitorowanie czasu aktywności fizycznej i wartości tętna. Tylko jedno z porównywanych urządzeń umożliwia zapisywanie subiektywnych odczuć użytkownika. odnotowano, że tylko cztery z tych urządzeń zostały przetestowane w sposób wyczerpujący i wiarygodny, korzystając z reszty należy

zachować dużą ostrożność, ponieważ nie zostały one jeszcze ocenione naukowo. Innym typem przebadanych czujników były te wbudowane w odzież, one również w większości posiadały przyspieszeniomierze oraz dokonywały pomiaru tętna. Ciekawym rozwiązaniem jest korzystanie z czujników zawartych w smartfonach, które muszą być sparowane razem. Takie rozwiązanie jednak nie umożliwia autonomicznego wykorzystania systemu i jest zależne od innych urządzeń. Interesującym rozwiązaniem są urządzenia znajdujące się na lub w małżowinie usznej, umożliwia to zastosowanie takich wyspecjalizowanych czujników jak tych do badania fotopletyzmografii, polegającej na ocenie przepływu krwi w naczyniach położonych bardzo blisko warstwy skóry.



Rys.2.9. Typy urządzeń biorących udział w porównaniu

W podsumowaniu autorzy ponownie zwrócili uwagę na brak wiarygodnych testów większości urządzeń, które w takim wypadku należy stosować ostrożnie. Poruszony został również problem częstotliwości, próbkowania, która powinna być mała podczas odpoczynku i rosnać wraz z intensywnością treningu. Zauważono, iż dodanie możliwości subiektywnej oceny niektórych parametrów życiowych biegacza może być bardzo wartościowe, ponieważ nie wszystkie parametry da się sprawdzić doświadczalnie a wprowadzenie tej funkcjonalności do aplikacji powinno być stosunkowo proste. Ważnym zasygnalizowanym problemem jest to, że uzyskane parametry, nawet jeśli oddające w pełni rzeczywistość są interpretowane przez sportowca lub przez specjalnie napisany algorytm a nie przez profesjonalistów, co może prowadzić do niewłaściwych zmian w treningu. Zdaniem badaczy niektóre ważne parametry są całkowicie ignorowane przez dzisiejsze urządzenia do noszenia, pomimo że przebadane i dostępne są już skuteczniejsze metody pomiaru tych parametrów.

Powyższe zestawienie w sposób stosunkowo jasny pokazuje funkcjonalność poszczególnych systemów, jak i zbiorczo charakteryzuje konkretne grupy, co pozwala określić bieżące trendy w systemach monitorowania danych treningowych. W publikacji tej bazuje się tylko i wyłącznie na już opublikowanych badaniach i testach urządzeń, a informacje o wyposażeniu ich przedstawia się na podstawie danych podawanych przez producentów. Zaznajomienie się z tą pracą pozwala na wypracowanie sobie dużej świadomości na temat aktualnego kształtu rynku elektronicznych urządzeń śledzących aktywność i ich wyposażenia.

3. ANALIZA PRZYDATNOŚCI KOMERCYJNIE DOSTĘPNYCH PODSYSTEMÓW DO MONITOROWANIA DANYCH TRENINGOWYCH

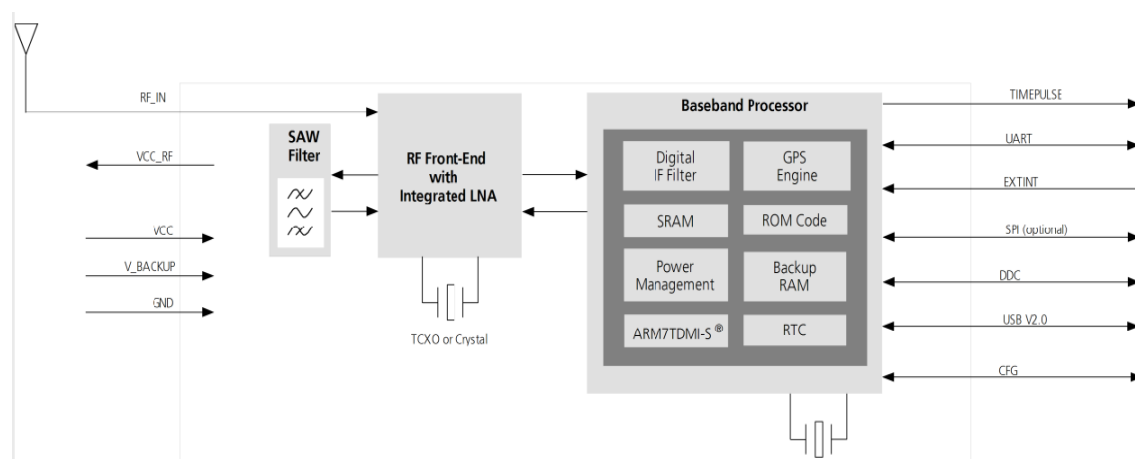
Wraz ze wzrostem zainteresowania monitorowania parametrów życiowych, również tych podczas treningu, znacząco wzrosła ilość i dostępność gotowych podsystemów niewielkich rozmiarów służących do implementacji w bardziej zaawansowanych systemach. Część z tych małych urządzeń, używanych przez duże korporacje, jest niedostępna do zakupu w pojedynczych egzemplarzach. Zastosowanie ich przez amatorów jest utrudnione, ze względu na cenę, rozmiary czy sposób montażu. Istnieje jednak duża liczba różnych modułów i układów przystosowanych do używania przez elektroników do prototypów i własnych projektów. W poniższej analizie przedstawione zostaną i wyłącznie urządzenia dostępne w ilościach detalicznych, popularne wśród elektroników amatorów, które jednak zachowują funkcjonalność wszystkich bardziej zaawansowanych urządzeń.

3.1. Globalny System Pozycyjny.

W ostatnich latach Globalny System Pozycyjny (GPS) zdobył ogromną popularność. Jest to pierwszy i niekiedy jedyny kandydat do rozwiązania wszelkich problemów technicznych związanych z wyznaczeniem położenia (pozycji) lub prędkości obiektu. Odbiornik GPS jest wykorzystywany autonomicznie lub stanowi jeden z podstawowych elementów bardziej złożonych układów technicznych [1]. Warto zwrócić uwagę, iż amerykański GPS nie jest jedynym systemem nawigacji satelitarnej, istnieje jeszcze rosyjski GLONAS, europejski Galileo, francuski DORIS oraz obejmujący na dzień dzisiejszy jedynie teren Azji - Beidou. Jednak *Global Positioning System*, nad którym nadzór sprawuje amerykański Joint Program Office, jest najstarszy i charakteryzuje się największą niezawodnością oraz dostępnością przez co jest najpopularniejszy. Poza oczywistymi zastosowaniami w transporcie drogowym, lotnictwie, żegludze, kolejnictwie, budownictwie, geodezji, meteorologii czy wojsku, może on być z powodzeniem używany do określania przebytej drogi podczas treningu biegaczy. Wybór gotowych modułów oraz ich implementacji na różnego rodzaju płytkach PCB jest bardzo duży, różnią się one zazwyczaj rozmiarami, dokładnością, częstotliwością odświeżania, rodzajami używanych systemów satelitarnego pozycjonowania oraz ceną.

3.1.1. Moduł NEO-6

Jednym z najbardziej popularnych wśród elektroników amatorów modułem jest rodzina NEO-6 od firmy u-blox. Producent ten produkuje sześć różnych odmian tego sprzętu, oznaczonych różnymi literami na końcu nazwy: NEO-6G, NEO-6Q, NEO-6M, NEO-6P, NEO-6V, NEO-6T. Poszczególne modele różnią się między innymi wyposażeniem, czasem zimnego startu, czułością, częstotliwością aktualizacji pozycji oraz napięciem zasilania.



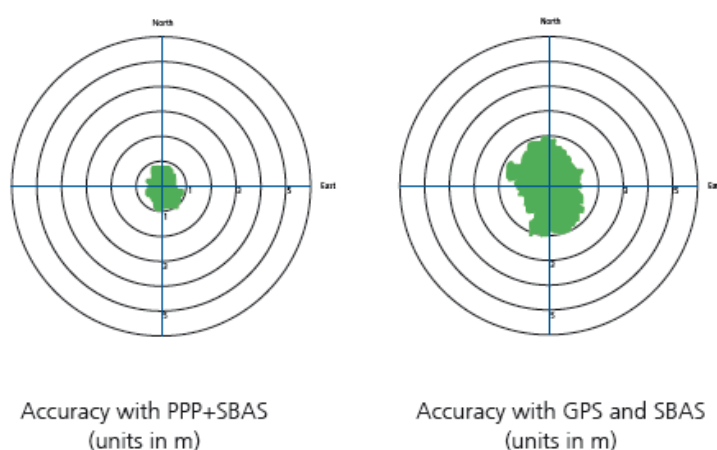
Rys.3.1. Schemat blokowy modułu NEO-6 [11]

Według producenta odbiorniki te łączą w sobie wysoki poziom integracji z elastycznymi opcjami połączenia w niewielkim opakowaniu. Cechy te sprawiają, że idealnie nadają się do produktów o surowych wymaganiach w kwestii kosztów oraz wielkości. Wszystkie urządzenia charakteryzuje dobra dokładność w określaniu pozycji w płaszczyźnie horyzontalnej, wynosząca do 2,5m. Do wszystkich modułów można również zastosować aktywną antenę o maksymalnym wzmocnieniu do 50 dB. Moduł do przesyłania informacji o danych odebranych z satelit używa protokołu NMEA-0183. NMEA (*National Marine Electronics Association*) jest to protokół komunikacji pomiędzy różnego rodzaju modułami pomiarowymi a urządzeniem nadrzędnym, definiuje sposób wysyłania danych jako siedem różnych linii, z których każda zaczyna się w określony sposób a dane zapisywane są w ustalonym formacie. Maksymalny pobór prądu, to według dokumentacji technicznej 67 mA, podczas poszukiwania satelit. Do komunikacji z modułem dostępne są trzy interfejsy: UART, SPI oraz USB.

TAB.3.1. RÓŻNICE W RÓŻNYCH MODELACH MODUŁ NEO-6 [11]

	NEO-6G	NEO-6Q	NEO-6M	NEO-6P	NEO-6V	NEO-6T
Napięcie zasilania [V]	1,75-2	2,7-3,6	2,7-3,6	2,7-3,6	2,7-3,6	2,7-3,6
Dostęp do surowych danych	Brak	Brak	Brak	Tak	Brak	Tak
Czas zimnego startu [s]	26	26	27	32	27	26
Czas ciepłego startu [s]	1	1	<3	<3	<3	1
Czułość [dBm]	-162	-162	-161	-160	-161	-162
Maksymalna częstotliwość odświeżania położenia [Hz]	5	5	5	1	1	5

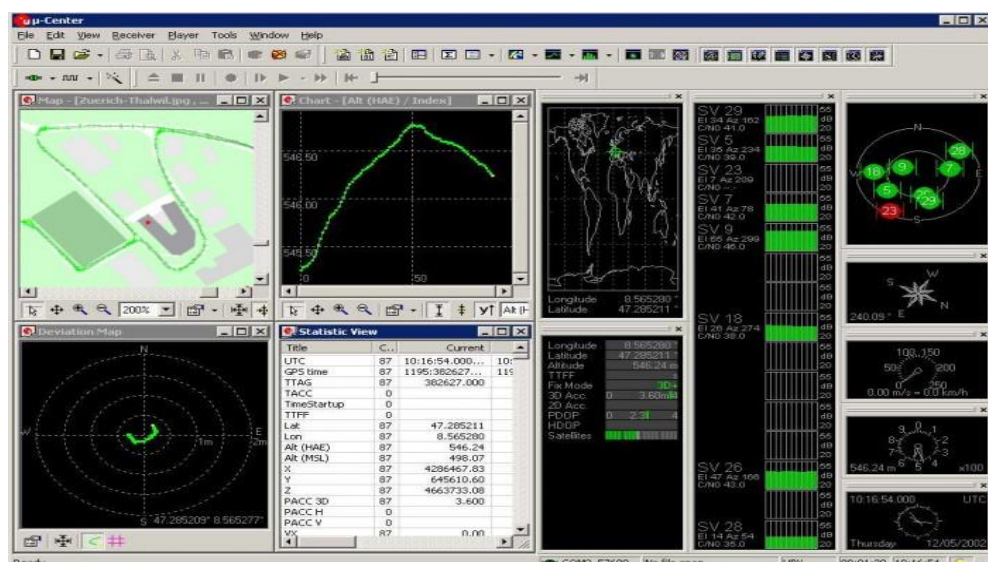
Wszystkie moduły charakteryzuje stosunkowo dobra czułość oraz niski czas ciepłego startu. Jeżeli na płycie znajduje się bateria lub akumulator, to dzięki pamięci EEPROM, którą posiada moduł, po odłączeniu zasilania zapamiętywana jest ostatnia pozycja satelit, co umożliwia ciepły start. Zauważalny jest bardzo wysoki czas zimnego startu, który może wynosić w zależności od modelu od 26 do 32 sekund. Moduł ten dzięki swojej prostocie obsługi, zadowalającej dokładności oraz stosunkowo niskiej cenie zdobył dużą popularność wśród elektroników.



Rys.3.2. Dokładność modułu NEO-6 z użyciem PPP oraz SBAS, oraz bez użycia PPP [21]

Tylko jedna z wersji modułu NEO-6 posiada możliwość zastosowania PPP (*Precise Point Positioning*), który wraz z SBAS (*Satellite-based Augmentation System*) zwiększa precyzję określania pozycji, jest to NEO-6P. Według producenta użycie tych

funkcjonalności zwiększa precyzję określania pozycji do wartości mniejszych od 1 metra, dzięki zastosowaniu specjalnego algorytmu. Rozwiązanie to świetnie spisuje się w aplikacjach mających określić bardzo precyzyjnie położenie na postoju lub podczas bardzo wolnego przemieszczania się.

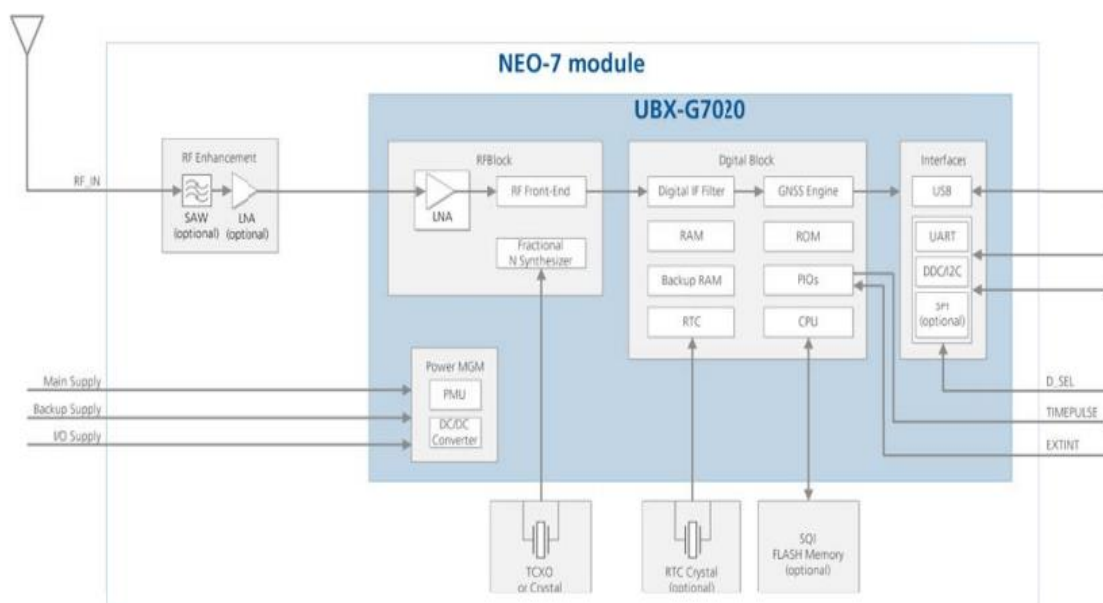


Rys.3.3. Interfejs aplikacji u-center ze strony producenta u-blox [20]

Firma u-blox udostępnia na swojej stronie internetowej darmowy program pozwalający na odczytanie, przetworzenie i wyświetlenie, w bardzo intuicyjnym i czytelnym interfejsie, danych z modułów przez nich wyprodukowanych po podłączeniu do komputera. Obsługa programu jest trywialna i pozwala uzyskać wszystkie możliwe informacje jakie odbiera podłączone urządzenie.

3.1.2. Moduł NEO-7

Następcą popularnego NEO-6 jest wypuszczony przez firmę u-blox moduł o nazwie NEO-7. Główną zmianą jaka nastąpiła w stosunku do poprzednika jest wspieranie systemu GLONASS, Galileo oraz GNSS (*Global Navigation Satellite System*), będącego w fazie projektu. Zmniejszono również pobór prądu podczas normalnej pracy do około 35 mA oraz dodano możliwość pracy w trybie niskiego poboru prądu. Czas zimnego startu wciąż wynosi około 30s, a deklarowana dokładność do 2,5m.

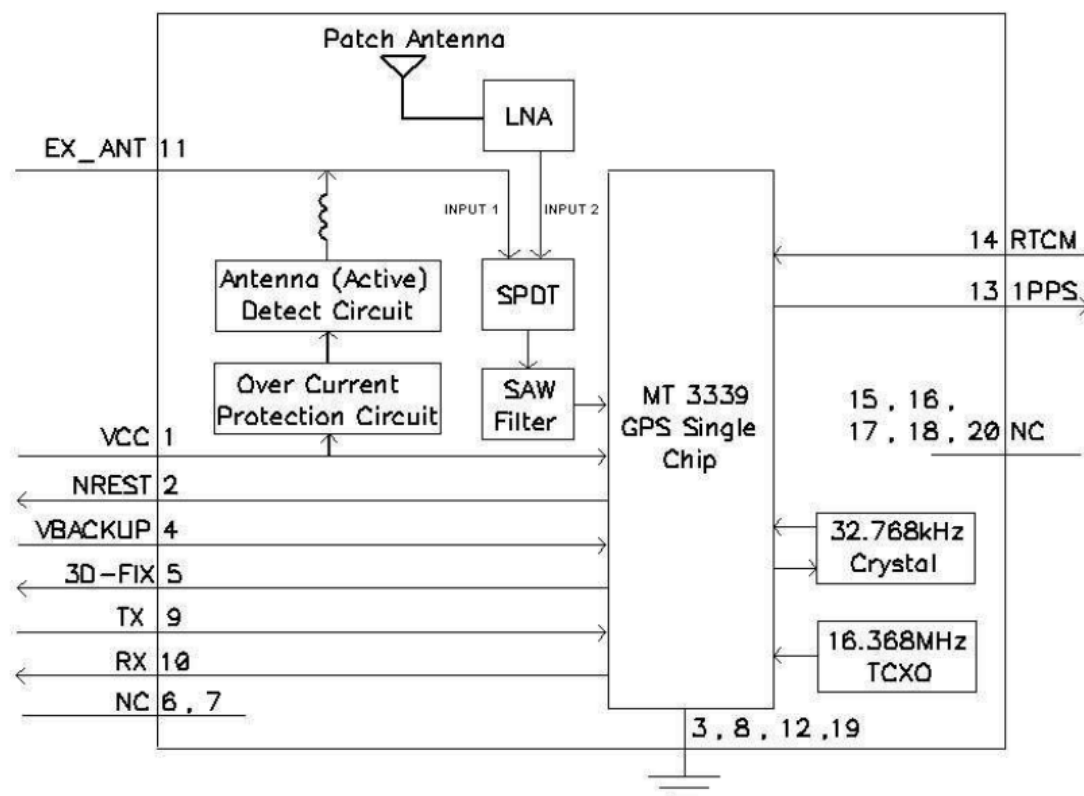


Rys.3.4. Schemat blokowy modułu NEO-7 [12]

Budowa tego modułu jest bardzo zbliżona do poprzednika, również mamy tu zegar czasu rzeczywistego (RTC), oraz możliwość podłączenia zewnętrznej anteny, jedynie pamięć SRAM została zastąpiona pamięcią RAM. Producent do dyspozycji użytkownika również i w tym module udostępnia bezpłatną dedykowaną aplikację u-Center, do odczytu danych z urządzenia.

3.1.3. Moduł GPS MT3339

Konkurencyjnym urządzeniem, dla najpopularniejszego produktu firmy u-blox jest moduł MT3339 firmy GlobalTop Technology, który jest prawie równie łatwo dostępny na rynku i prawie równie często używany przez elektroników i implementowany przez firmy takie jak Adafruit na swoich zestawach uruchomieniowych.



Rys.3.5. Schemat blokowy FGPMMPA6H zawierający moduł GPS MT3339 [13]

Moduł ten jest zaledwie nieznacznie większy od NEO-6, a posiada już wbudowaną wewnątrz antenę, przez co nie wymaga podłączania zewnętrznej. Ponadto posiada on wbudowany system „Antenna Advisor”, który pomaga wykryć i zidentyfikować podłączoną antenę i dostosować się do niej. Urządzenie to charakteryzuje bardzo dobra czułość wynosząca -165 dBm i możliwość śledzenia do 22 satelit. Podobnie jak w konkurencyjnym odbiorniku jest tu również możliwość wykorzystania systemu SBAS, sensor nie posiada możliwości zastosowania PPP. Warta odnotowania jest możliwa maksymalna częstotliwość odświeżania położenia wynosząca do 10 Hz.



Rys.3.6. Zaawansowane zarządzanie zużyciem energii w MT3339 [wg 13]

Układ charakteryzuje zaawansowana technologia oszczędzania energii, zmniejszająca pobór prądu podczas poszukiwania satelit do 25mA oraz 20mA podczas

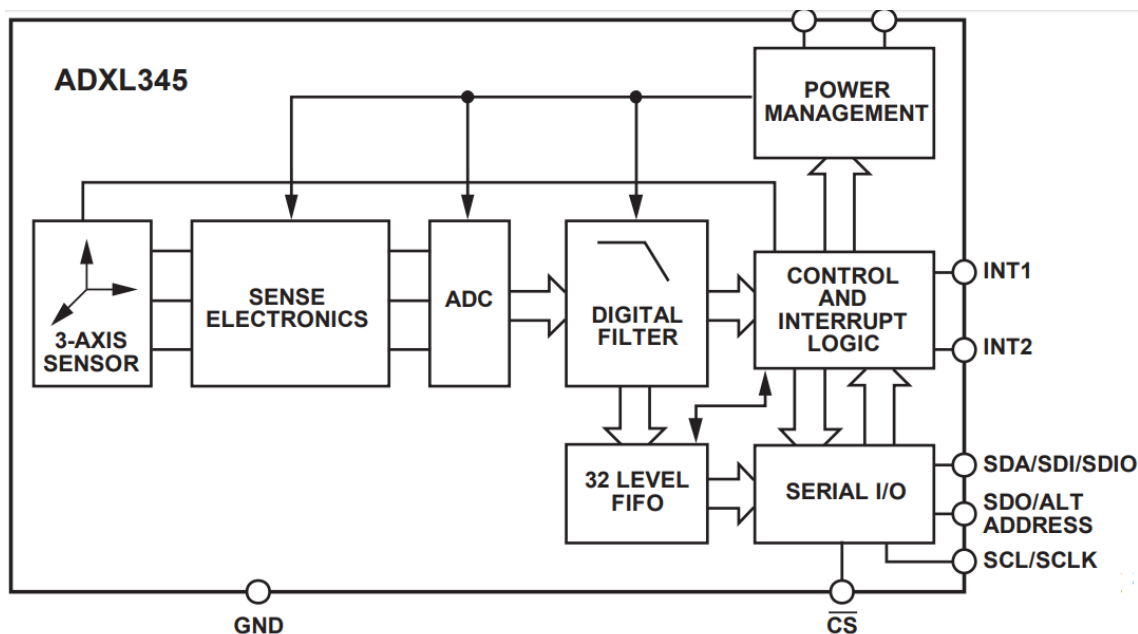
nawigacji. Producent deklaruje dopasowanie działania modułu i częstotliwości odświeżania do czynności, którą ma monitorować. Czasy zimnego startu wynoszą około 35 sekund, a deklarowana dokładność ma być nie gorsza niż 3m. Moduł ten posiada możliwość zapisu danych pomiarowych na wbudowaną pamięć Flash, posiadana pamięć wystarcza na rejestrację do szesnastu godzin danych.

3.2. Akcelerometry

Akcelerometry, inaczej przyspieszeniomierze, są to stosunkowo zaawansowane urządzenia służące do pomiaru przyspieszeń, zarówno liniowych jak i kątowych. Jeszcze niedawno takie przyrządy ze względu na koszt, wielkość i oprogramowania używane były tylko w samolotach, rakietach i innych wysokobudżetowych oraz zaawansowanych produkcjach. Dziś ich rozmiary i koszty znacząco spadły i można je spotkać w telefonach, zegarkach czy samochodach, a producenci udostępniają biblioteki oraz programy demonstracyjne ułatwiające zaimplementowanie tych modułów do własnych systemów. Zastosowanie przyspieszeniomierza w urządzeniu do monitorowania danych treningowych biegacza może zastąpić globalny system pozycjonowania, wykrywać ruch i dostarczać informacji o ilości wykonanych kroków.

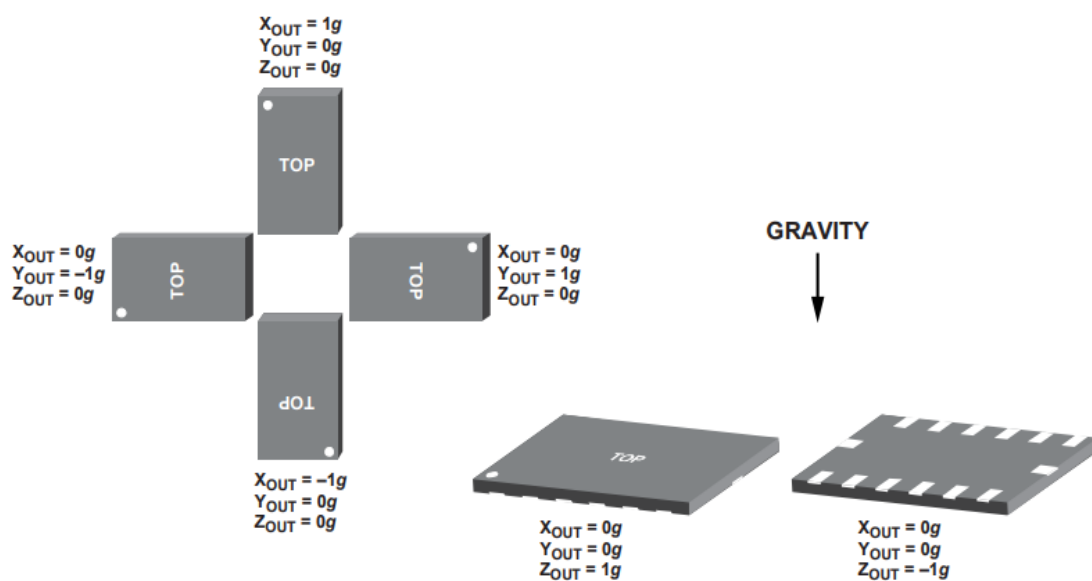
3.2.1. ADXL345

Firma Analog Devices posiada w swojej ofercie prosty i tani czujnik służący do pomiaru przyspieszeń w trzech osiach. Sensor zasilany jest napięciem z zakresu 3V-5V, a deklarowany przez producenta pobór prądu nie powinien przekraczać 25 μ A. Do komunikacji z urządzeniem użytkownik ma do wyboru dwa interfejsy komunikacyjne: I2C oraz SPI.



Rys.3.7. Blokowy schemat funkcjonalny 3-osiowego akcelometru cyfrowego ADXL345 [25]

Rozdzielczość jaką oferuje producent wynosi do 13 bitów dla każdej osi, a zakres pomiarowy to $\pm 16g$. Czujnik charakteryzuje szeroki zakres temperatur w jakim działa poprawnie, wysoka energooszczędność oraz małe rozmiary zewnętrzne. Zgodnie z informacją producenta, jego produkt może być implementowany zarówno w urządzeniach mobilnych, do pomiaru dynamicznych zmian przyspieszenia wynikających z ruchu lub wstrząsu, jak i do statycznego pomiaru przyspieszenia ziemskiego w wykrywaniu pochylenia.

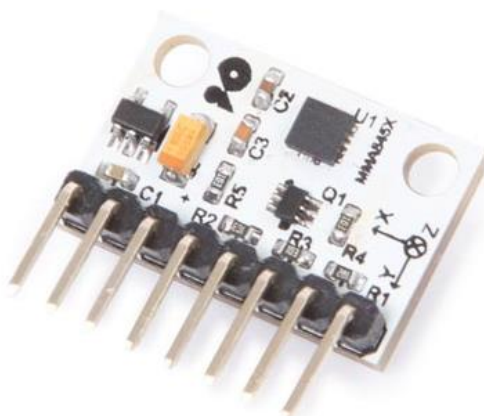


Rys.3.8. Sposób wykrywania położenia czujnika względem płaszczyzny ziemi [16]

Wysoka rozdzielczość umożliwia pomiar i detekcję zmian nachylenia wynoszących poniżej 1°. Urządzenie posiada kilka wyspecjalizowanych funkcji, takich jak wykrywanie ruchu, swobodnego spadku oraz dotykania czujnika, które można z powodzeniem wykorzystać i zaimplementować na potrzeby projektu.

3.2.2. MMA8452Q

Amerykańska firma produkująca półprzewodniki Freescale Semiconductor posiada w swojej ofercie trójosiowy akcelerometr o rozdzielczości 12 bitów o nazwie MMA8452Q. Sensor ten jest wyposażony w wbudowane funkcje z elastycznymi programowalnymi opcjami i przerwaniami, umożliwiającymi jego szerokie zastosowanie i energooszczędność. Czujnik ma możliwość dynamicznego wyboru przez użytkownika zakresu pomiarowego do $\pm 2g$, do $\pm 4g$ oraz do $\pm 8g$ oraz wgląd w dane w czasie rzeczywistym z opcją filtracji wbudowanym w układ filtrem. Tryb oszczędzania energii pozwala na przejście urządzenia do niskiego poboru mocy podczas bezczynności i wybudzanie go z tego trybu podczas zaistnienia konkretnych zdarzeń zewnętrznych. Pobór prądu wynosi od 6 μA do 165 μA , co jest bardzo dobrym wynikiem i pozwala na bardzo długą pracę w systemach bezprzewodowych.



Rys.3.9. Moduł 3-osiowego akcelerometru cyfrowego – MMA8452Q w module VMA208 firmy Velleman [27]

Zgodnie z deklaracją producenta częstotliwość wyjściowa może wynosić od 1,56 Hz do 800 Hz a do dyspozycji użytkownika jest tylko interfejs I2C, nie ma możliwości komunikacji przy użyciu SPI. Moduł posiada dwa programowalne wyjścia przerwań zewnętrznych i trzy wbudowane w sensor kanały służące do wykrywania ruchu, a ponadto tryb wykrywania orientacji poziomej i pionowej z zadeklarowaną histerezą przejść.

3.3. Czujniki tętna ludzkiego serca

Czujniki tętna są coraz bardziej popularne, ze względu na swoją stosunkowo niską cenę oraz nieinwazyjność pomiaru. Coraz więcej ludzi mierzy sobie regularnie puls, nawet poza aktywnością fizyczną, przy pomocy czujników zawartych w zegarkach i smartwatchach. Informacja na temat aktualnego pulsu może dać wiele informacji na temat aktualnego stanu zdrowia i kondycji organizmu. Pulsometr stanowi nieodłączny element zaawansowanych urządzeń monitorujących aktywność fizyczną, pozwalając obserwować aktualną wartość tętna w czasie rzeczywistym bądź po skończonym treningu. Dwie najpopularniejsze grupy czujników to te noszone na rękę (nadgarstku, palcu, przedramieniu) oraz pasy na piersiowe.

3.3.1. DFRobot Gravity

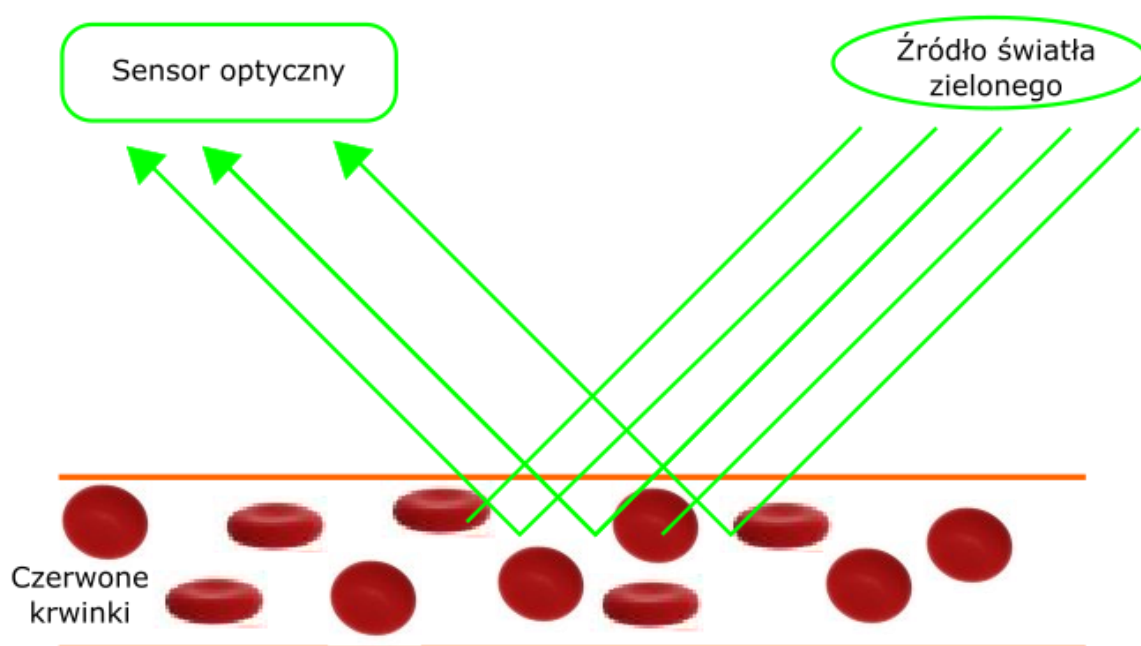
Czujnik tętna ludzkiego serca Gravity od firmy DFRobot jest prostym sensorem optycznym, który działa na zasadzie wykrywania zmiany objętości krwi poprzez pomiar ilości odbitych promieni świetlnych, pochodzących z diody znajdującej się obok odbiornika, od krwinek czerwonych w żyłach. Czujnik posiada możliwość przełączenia wyjścia danych na analogowe lub cyfrowe.



Rys.3.10. Czujnik tętna ludzkiego serca firmy DFRobot [22]

Sensor charakteryzuje się małym rozmiarem, a po jego umocowaniu nie przeszkadza on znacząco w podejmowaniu aktywności fizycznej. Ze względu na swoją budowę, jest on mało odporny na uszkodzenia mechaniczne, ponieważ nie posiada żadnej obudowy,

a dioda, sensor oraz układy scalone i elementy pasywne są odkryte i podatne na destrukcję.

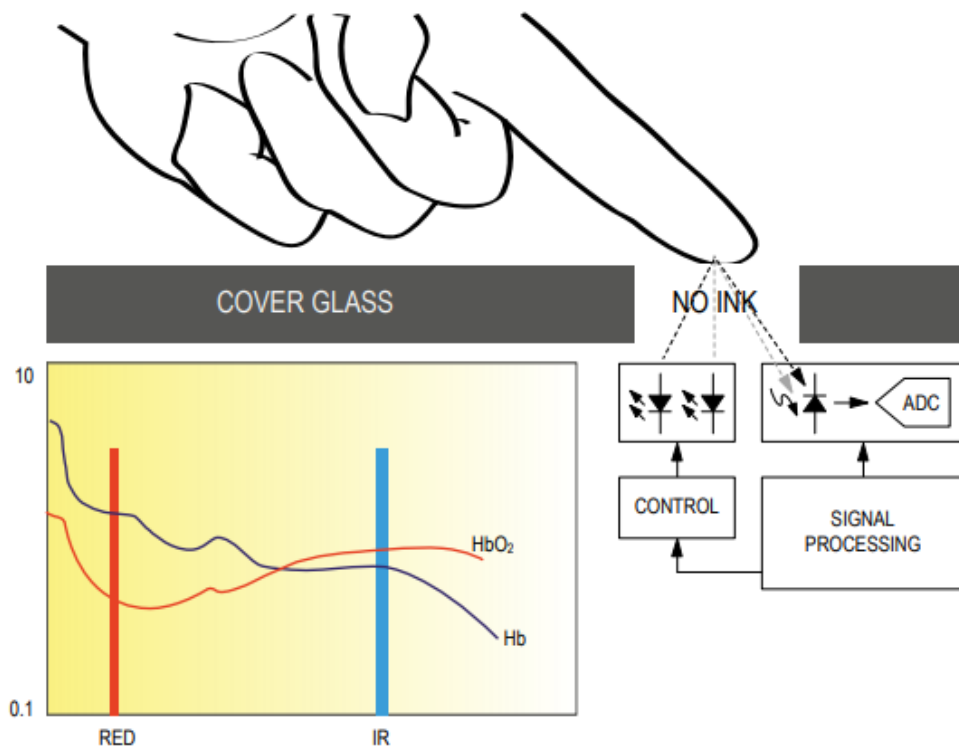


Rys.3.11. Zasada działania sensora Gravity [wg 22]

Sensor posiada niewielką przesłonę znajdującą się pomiędzy diodą świecącą a detektorem, która ma zapobiegać bezpośredniemu padaniu promieni z źródła światła do sensora. Producent nie podaje żadnych informacji na temat dokładności tego urządzenia, nikt również nie przeprowadził takich testów. Z badań innych systemów tego typu można wywnioskować, że urządzenia tego rodzaju są bardzo podatne na interpretowanie szybkich ruchów ręki, jakie występują na przykład podczas biegania jako skurcze serca, co powoduje przeszacowanie wartości tętna.

3.3.2. MAX30100

Podsystem od firmy Maxim Integrated pozwala na monitorowanie poza tętnem również zawartość tlenu we krwi. Taka multi-funkcjonalność jest możliwa dzięki zastosowaniu dwóch różnych diod LED, jednej o długości fali z zakresu podczerwieni, drugiej o kolorze czerwonym w spektrum widzialnym.



Rys.3.12. Blokowy diagram działania podsystemu MAX301000 [14]

Odbite światło z obu LED pada na fotodetektor, z którego dane trafiają do wyspecjalizowanego niskoszumnego bloku przetwarzania sygnału analogowego. Dzięki wbudowanym stabilizatorom możliwe jest zasilanie podsystemu bardzo szerokim napięciem z zakresu 1,8-5,5V, układ posiada również możliwość pomiaru temperatury. Znaczącą różnicą w stosunku do wcześniej omawianych podsystemów jest sposób komunikacji z modułem nadrzędnym, wykorzystywana jest do tego interfejs I2C. Magistrała jest stosunkowo prosta w obsłudze, dostępna w większości nowych mikrokontrolerów w formie sprzętowej lub możliwa do implementacji w starszych lub mniej zaawansowanych produkcjach w sposób programowy. W przypadku tego urządzenia producent udostępnia bardzo zaawansowaną notę katalogową zawierającą wiele parametrów zarówno poszczególnych elementów składowych jak i całego urządzenia. Ponieważ ze względu na zastosowanie magistrali danych I2C rośnie nieznacznie poziom trudności w zaimplementowaniu podsystemu na potrzeby projektu dostępne są przykładowe rozwiązania zamieszczone na platformie GitHub. Niedogodnością w zastosowaniu tego czujnika przy monitorowaniu aktywności fizycznej jest brak dostępnego paska mocującego, który jest niezbędny do zastosowania sensora w systemie monitorowania aktywności fizycznej.

3.3.3. POLAR T34/T31

Alternatywą dla czujników noszonych na kończynach są pasy na piersiowe, takie jak T34 lub T31 od firmy POLAR. Jest to niekodowany nadajnik, który ma za zadanie zebrać dane dotyczące aktualnego tętna i przesłać je do odbiornika drogą radiową. Na temat przekazywania informacji w sposób bezprzewodowy wiadomo tylko, że jest to transmisja niekodowana a jej zasięg wynosi do 1,2m, co dla odbiornika noszonego przez użytkownika podczas aktywności powinno być wystarczającym wynikiem.



Rys.3.13. Na piersiowy czujnik tętna ludzkiego serca firmy POLAR [23]

Według producenta zapewnia dokładność porównywalną z tą osiąganą przy pomocy EKG, ponadto jest całkowicie wodoszczelny, co pozwala na zastosowanie go w wodoodpornych systemach do pracy w trakcie trudnych warunków atmosferycznych. Dużym udogodnieniem jest fakt, że nie trzeba używać dodatkowych żelów na elektrody urządzenia, żeby prawidłowo działały, wystarczy trochę je zmoczyć przed użyciem, lub poczekać aż pot zacznie pełnić funkcję przewodnika. Bateria, którą jest zasilany nadajnik zgodnie z zapewnieniami producenta powinna wystarczyć na 2500 godzin ciągłej pracy lub 5 lat treningów po 10 godzin tygodniowo, co jest bardzo satysfakcjonującym wynikiem.

Podobnie jak w przypadku produktu firmy DFRobot producent T34 również nie podaje żadnych informacji na temat wiarygodności informacji zbieranych przy pomocy tego sensora. Nikt nie przeprowadził również żadnych niezależnych testów tego czujnika, przez co nie można potwierdzić skuteczności jego działania. Na podstawie badań oraz testów porównawczych podobnych urządzeń można wywnioskować, że podczas aktywności fizycznej takiej jak bieganie, gdzie występuje duża dynamika ruchu, tego typu sensory mogą sprawdzać się lepiej i być dokładniejsze od tych noszonych na kończynach.

3.4. Wyświetlacze kompaktowe

W przenośnych systemach monitorowania danych treningowych biegacza zastosowanie wyświetlacza zwiększa znacząco jego funkcjonalność oraz interakcję systemu z użytkownikiem. Jest możliwe wykonanie systemu niezawierającego żadnego wyświetlacza, komunikującego się czy to przez zestaw diod, czy wysyłający na bieżąco informacje do smartfonu, lecz obniża to jego funkcjonalność lub zmniejsza niezależność. Na rynku dostępnych jest bardzo wiele różnych rodzajów wyświetlaczy od najprostszych 7-segmentowych, przez LCD, LCD TFT, LCD IPS po te wykonane w technologii OLED.

3.4.1. Wyświetlacz LCD 2x16

Najprostszym wyświetlaczem, wykluczając wyświetlacze 7-segmentowe przez ich znaczące ograniczenia, są popularne LCD 2x16, posiadające sterowniki HD44780. LCD (*Liquid-Crystal Display*) czyli popularny wyświetlacz ciekłokrystaliczny jest najczęściej występującym w urządzeniach zarówno amatorskich jak i profesjonalnych. Podany jako przykład model 2x16 jest dostępny w bardzo korzystnej cenie, a jego obsługa jest stosunkowo bezproblemowa i szeroko opisane w wielu przykładach. Na rynku dostępne są wersje z podświetleniem w różnych kolorach: niebieski, zielony, czerwony oraz wyposażone w podświetlenie przy użyciu diod RGB, gdzie programowo można zmieniać kolor tła. Mniej popularne, ale również dostępne są większe wersje tych wyświetlaczy na przykład w rozmiarze 4x20 znaków.



Rys.3.14. Wyświetlacz LCD 2x16 [24]

Wyświetlacz tego typu posiada niekorzystny stosunek wymiarów zewnętrznych do możliwej zawartości do wyświetlenia, co jest znaczące przy systemach mających posiadać małe wymiary. Ilość wyświetlanych jednocześnie informacji jest również mocno ograniczona. Kosztem nieskomplikowanego oprogramowania jest duża ilość wyprowadzeń służących do sterowania, wyświetlacz posiada aż 16 pinów, z czego 12 lub 8 (w zależności od trybu sterowania) musi być podłączonych do mikrokontrolera,

aby posiadać pełną kontrolę nad nim, co jest często niemożliwe, w mniejszych układach scalonych.

3.4.2. Wyświetlacz LCD graficzny Nokia 5110

Produkt od firmy Nokia jest bardzo popularnym graficznym wyświetlaczem o rozmiarze 48 wierszy i 84 kolumn, programowanym przy pomocy sterownika PCD8544 firmy PHILIPS. Do komunikacji z wyświetlaczem służy interfejs SPI, dzięki zastosowaniu stabilizatorów układ zasilany może być zarówno napięciem 3,3V oraz 5V.



Rys.3.15. Wyświetlacz LCD graficzny Nokia 5110 [25]

Zastosowanie komunikacji z użyciem interfejsu SPI spowodowało znaczące obniżenie ilości linii wymaganych do połączenia z sterownikiem do pięciu. Wykorzystanie tego urządzenia daje możliwość zawarcia dużej ilości informacji przy niewielkich rozmiarach i niedużej ilości potrzebnych pinów. Kształt i rozmiary są sprzyjające do wykorzystania w niedużych systemach. Zaletą tego wyświetlacza jest również to, że można pokazać nie tylko znaki alfanumeryczne, ale także stworzone przez twórcę systemu symbole. Problemem w użytkowaniu może się okazać kontrast i rozróżnialność znaków w słońcu.

3.4.3. Wyświetlacz Waveshare LCD TFT 1,8" 128x160px.

Popularnym rozwiązaniem wśród elektroników do zaawansowanych projektów są wyświetlacze LCD TFT (*Thin-Film Transistor*), czyli z tranzystorem cienkowarstwowym. Zasadniczą różnicą od klasycznych LCD jest sposób sterowania, każdy piksel posiada indywidualny tranzystor sterujący umieszczony na szklanym podłożu, technologia ta pozwala na uzyskanie w wyświetlaczach obrazów o wysokiej jakości. Na rynku dostępna jest duża ilość tego typu modułów. Firma Waveshare posiada

w swojej ofercie kilka różnych modeli, o różnych rozmiarach, proporcjach oraz rozdzielczości. Jednym z popularniejszych wyświetlaczy o niewielkich rozmiarach jest LCD TFT 1,8" 128x160px, oparty na sterowniku ST7735S.



Rys.3.16. Wyświetlacz LCD TFT 1,8" 128x160px [26]

Wyświetlacz ten pozwala na generowanie i wyświetlanie bardzo zaawansowanych grafik, zarówno nieruchomych, jak i ruchomych. Do komunikacji ze sterownikiem modułu dostępny jest interfejs SPI, do dyspozycji mamy aż 256 000 kolorów, a sam wyświetlacz może pracować w bardzo szerokim zakresie temperatur od -30°C do 85°C. LCD wspiera 12-bitowy, 16-bitowy i 18-bitowy format wejściowy, a producent na swojej stronie oferuje program demonstracyjny, ułatwiający zapoznanie się z działaniem produktu.

3.4.4. Wyświetlacz Waveshare OLED 0,95" 96x64px.

Najprostszą alternatywą dla monochromatycznych wyświetlaczy LED wydają się być wyświetlacze OLED, które w swej złożoności oprogramowania nie przewyższają tych wykorzystujących technologię LED. OLED (*Organic Light-Emitting Diode*) oznacza wyświetlacze z organiczną diodą elektroluminescencyjną, wytwarzanych ze związków organicznych takich jak polimer. Zastosowanie tej technologii umożliwia znacząco zmniejszyć grubość wyświetlacza, ponieważ nie ma potrzeby jego podświetlania, z tego powodu, że diody generują światło w sposób samoistny po przyłożeniu do nich napięcia. Walerami charakteryzującymi tego typu wyświetlacze jest o 30% mniejszy pobór prądu od wykonanych w technologii LCD oraz możliwość uzyskania pełniejszej czerni, ponieważ chcąc uzyskać na pewnym obszarze czerni wystarczy zgasić odpowiednie diody, co powoduje lepsze odczucia wizualne i zmniejsza

ilość potrzebnej do zasilenia ekranu energii. Zagrożeniem dla tego typu wyświetlaczy jest wilgoć, są one wrażliwe na wodę, która w łatwy sposób może uszkodzić diody świecące.



Rys.3.17. Wyświetlacz OLED 0,95" 96x64px [15]

Przykładem urządzenia OLED jest produkt firmy Waveshare o przekątnej 0,95" i rozdzielczości 96x64px, oparty na sterowniku SSD1331. Umożliwia on wyświetlanie zarówno tła jak i prezentowanej zawartości tekstowej w jednym z 65 tysięcy kolorów, korzystając ze standardu RGB. Dużą zaletą tego wyświetlacza jest bardzo szeroki kąt widzenia, który wynosi według danych podanych przez producenta, ponad 160 °. Do komunikacji ze sterownikiem służy interfejs SPI, co również znacząco zmniejsza liczbę niezbędnych linii transmisyjnych. Producent oferuje bibliotekę, do sterownika SSD1331 ułatwiającą korzystanie z tego urządzenia. Wyświetlacz ten jest popularny wśród elektroników chcących uzyskać możliwość łatwego wyświetlania treści, w dowolnym kolorze, z dobrą wartością kontrastu i stosunkowo niskim poborem prądu.

4. REALIZACJA I TESTY SYSTEMU LABORATORYJNEGO

Realizacja elektronicznego systemu monitorującego dane treningowe biegacza jest zadaniem stawiającym przed konstruktorem szereg problemów natury technicznej, związanych ze szczególną specyfiką takich urządzeń. Stworzenie algorytmu działania i przetwarzania danych wymaga nie tylko wiedzy z zakresu elektroniki i konstrukcji poszczególnych podsystemów, ale również podstawowej wiedzy z zakresu medycyny i biomedycyny. Wszystkie te aspekty sprawiają, że bardzo mało konstruktorów próbuje wykonać taki system, przez co brak jest przykładów amatorskich, które mogłyby posłużyć za wzór.

4.1. Założenia projektu

Założeniem projektu było stworzenie autonomicznego systemu, który będzie w stanie monitorować, analizować i zapisywać w sposób zrozumiały dla użytkownika dane treningowe z dokładnością porównywalną do rozwiązań komercyjnych. Celem stawianym przed rozpoczęciem realizacji projektu było ograniczenie budżetu do tysiąca złotych, co stanowi średnią cenę urządzeń akredytujących dane treningowe, zawierających rozbudowany interfejs oraz moduł GPS. Warunkiem koniecznym było posiadanie własnego źródła zasilania, zdolnego do ciągłej pracy przez czas minimum 15minut, co stanowi średni czas potrzebny na przebiegnięcie 3km. Urządzenie miało posiadać intuicyjny interfejs użytkownika, który można bez problemu obsłużyć podczas treningu. Ponadto system miał charakteryzować się niską inwazyjnością pobieranych przez niego danych, łatwością dostępu do zebranych wiadomości oraz możliwością ciągłego rozwoju i poszerzania funkcjonalności.

4.2. Wybór komponentów

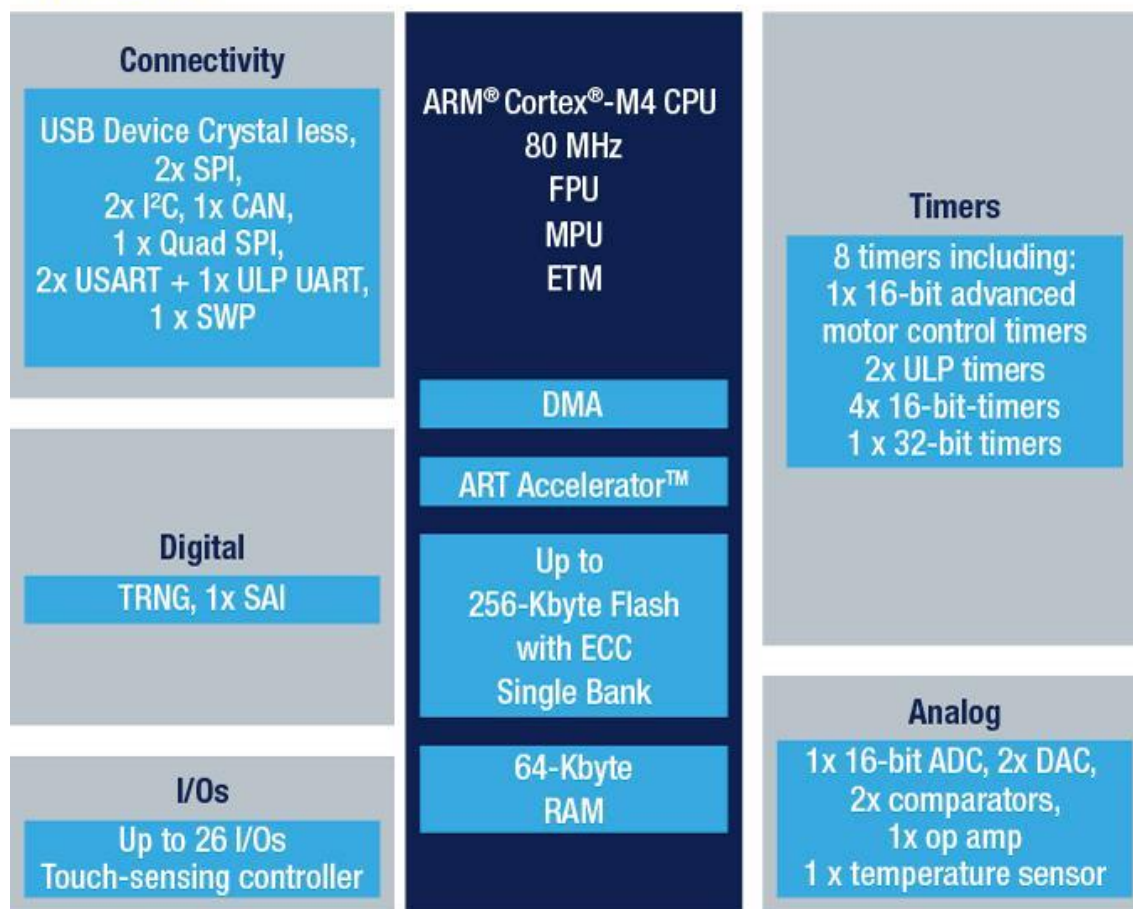
Wybór komponentów został zrealizowany w sposób bardzo skrupulatny, zważając na wszystkie wymagania stawiane przed urządzeniem oraz na założenia projektu.

4.2.1. Mikrokontroler

Ze względu na postawione założenia, aktualnie dostępne na rynku mikrokontrolery oraz posiadane umiejętności, do realizacji projektu wybrano mikrokontroler z rodziny STM32 z rdzeniem ARM. Mikrokontrolery te charakteryzują się zadowalającymi możliwościami obliczeniowymi i podłączeniowymi dla peryferiów zachowując

korzystny stosunek jakości i funkcjonalności do ceny. Mnogość dostępnych modeli pozwala na odpowiednie dobranie układu scalonego na potrzeby danego projektu, przez co są chętnie stosowane zarówno w sprzęcie specjalistycznym jak i urządzeniach codziennego użytku. Na potrzeby projektu posłużył mikrokontroler STM32L432KC z rdzeniem ARM Cortex M4, którego podstawowe funkcjonalności zaprezentowane są na rys.4.1.

STM32L432



Rys.4.1. Możliwości i posiadane właściwości STM32L432 [28]

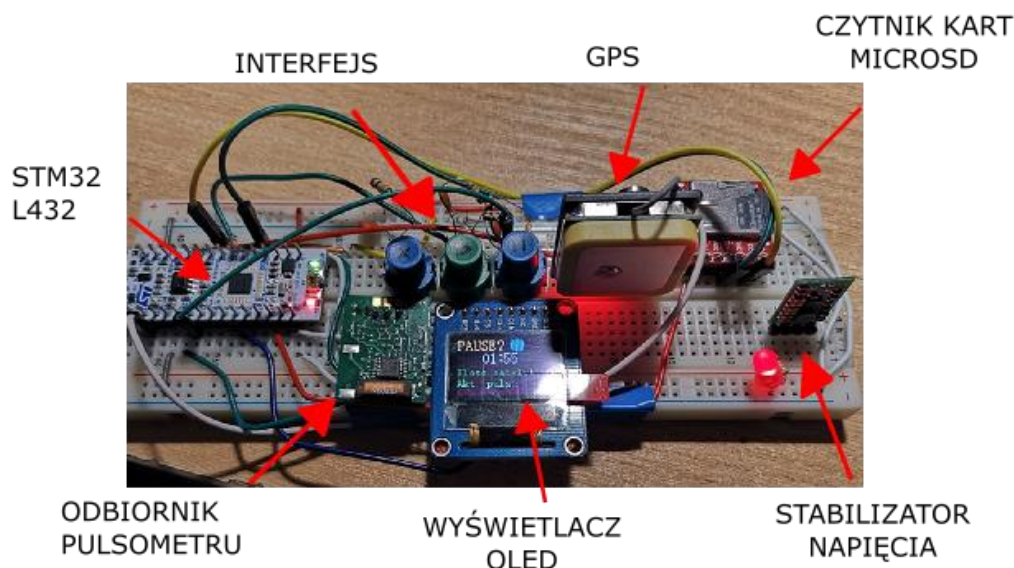
Układ charakteryzuje wysoka, jak na tą wielkość i rodzaj, częstotliwość pracy wynosząca do 80Mhz, 256 kB pamięci Flash, jeden zaawansowany 32-bitowy licznik, oraz sześć liczników 16-bitowych, dodatkowo SysTick oraz dwa watchdogi. Bardzo cenną cechą jest duża ilość wbudowanych interfejsów jakie można użyć. Ze względu na swoje wymiary do dyspozycji użytkownika jest tylko 26 pinów GPIOs, przez co układ ten przeznaczony jest do mniej złożonych systemów, składających się z niewielkiej liczby urządzeń zewnętrznych. Zgodnie z polityką producenta cała seria mikrokontrolerów, których nazwa modelu zaczyna się na „L” ukierunkowana jest na bardzo niski pobór

prądu, cecha ta jest bardzo pożądaną w przypadku wszystkich urządzeń posiadających bateryjne źródło zasilania i była kluczową cechą podczas wyboru tego mikrokontrolera. Dodatkowym atutem wybranej platformy sprzętowej jest kompatybilność rozkładu złącz z Arduino Nano, przez co pasuje do niego duża ilość gotowych Shieldów, dzięki którym można łatwo zwiększyć zakres możliwości i funkcjonalność systemu.

Środowiskiem programistycznym wybranym do realizacji tego projektu był pakiet MDK-ARM (Microcontroller Development Kit) firmy Keil, o nazwie μ Vision, który charakteryzuje się dużą wszechstronnością i uniwersalnością, oraz pełnym wsparciem dla wszystkich produktów zawierających rdzeń ARM. Zgodnie z informacjami zawartymi na stronie producenta powyższego oprogramowania kompilator znajdujący się w jego pakiecie oferuje najlepszą na rynku optymalizację kodu. Do realizacji projektu posłużyły biblioteki HAL (Hardware Abstraction Layer), które są aktualnie zalecanymi, wspieranymi i ciągle rozwijanymi przez producenta. Peryferia oraz dzielniki zegarów zostały skonfigurowane w środowisku STM32CubeMX, od firmy STMicroelectronics, które współpracuje zarówno z μ Vision jak i z bibliotekami HAL.

4.2.2. Moduły peryferyjne

Do mierzenia przebytej drogi posłużył moduł GPS NEO-6M z wbudowaną ceramiczną anteną, która pozwala uzyskać czułość -161 dB, oraz baterią backup, służącą do podtrzymania bieżących danych na wypadek czasowej utraty zasilania, pozwalając na ciepły start, trwający znacznie krócej od zimnego startu. Funkcjonalność ta będzie przydatna podczas zmiany baterii na wypadek rozładowania aktualnie używanej. Stwierdzono, że na potrzeby projektu moduł GPS będzie lepszym rozwiązaniem od akcelerometru, ponieważ wskaże on dokładniej przebytą drogę, niezależnie od długości kroków ćwiczącego, unikając błędów na które narażone są urządzenia oparte na przyspieszeniomierzach. Aktualne systemy pozycyjne gwarantują zadowalająco wysoką dokładność określania pozycji na poziomie 2-3m, ponadto w standardzie NMEA-0183, który aktualnie służy do określania sposobu transmisji z satelitami, ramka GPRMC oraz GPVTG zawiera prędkość poruszania się.



Rys.4.2. Zdjęcie prototypu systemu wykonanego na płytce stykowej

Największą uwagę podczas doboru komponentów do budowy systemu postawiono na możliwie najbardziej nieinwazyjny, precyzyjny i wiarygodny sposób określania pulsu osoby biegnącej. W oparciu o powyższe obwarowania wybrano pas na klatkę piersiową T34 firmy Polar, który zgodnie z zapewnieniami producenta oferuje dokładność pomiaru porównywalną do EKG. Urządzenie, nazywane monitorem pracy serca, składa się z dwóch elektrod rozmieszczonych symetrycznie na klatce piersiowej, za pomocą wyczuwania elektrycznej aktywności serca określa chwile skurczów tego narządu. Wybrany rodzaj czujnika ma znaczącą przewagę nad sensorami noszonymi na kończynach w dokładności pomiaru, ponadto jest niewrażliwy na zabrudzenia skóry rąk oraz wilgotność, oferując dużo większą uniwersalność.

Do zapisu danych z treningu w celu ich późniejszej analizy i wyciągnięcia wniosków na następny trening posłużył moduł czytnika kart microSD od firmy Pololu. Moduł ten do komunikacji z mikrokontrolerem używa interfejsu SPI, a ponadto charakteryzuje się bardzo małymi wymiarami i niską masą. Taki sposób zapisu danych pozwala na stosunkowo łatwą możliwość analizy danych treningowych przy pomocy komputera posiadającego wbudowany czytnik kart SD lub używając taki czujnik podpinany do portu USB komputera. Dane z treningu zapisywane są w ustalonej formie w pliku z rozszerzeniem .txt. Algorytm nie pozwala na zapis danych z treningów o czasie trwania mniejszym niż 10 s lub odległości mniejszej niż 50 m. Karty microSD są powszechnie używanymi nośnikami pamięci, charakteryzującymi się małymi wymiarami

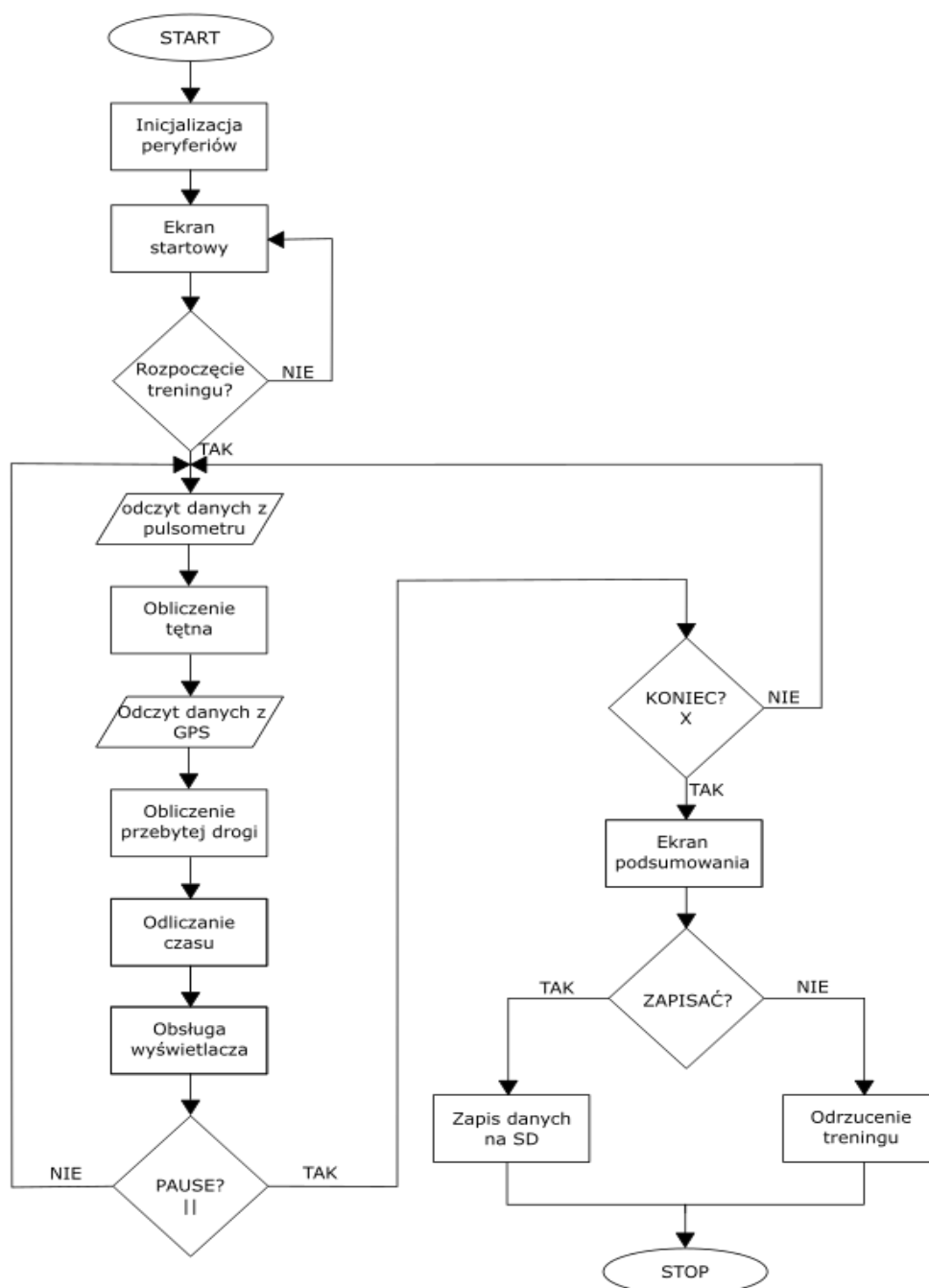
zewnętrznymi, szybkością zapisu i odczytu danych oraz dużą popularnością a także niską ceną.

Wyświetlacz wraz z przyciskami zastosowano w celu zapewnienia łatwego i czytelnego interfejsu użytkownika, zużywając przy tym możliwie mało energii, aby sprostać tym wymaganiom wybrano kolorowy wyświetlacz OLED o przekątnej 0,95". Technologia OLED pozwala na dobry kontrast, co jest istotne w systemach, które mają być używane na zewnątrz, przy możliwym nasłonecznieniu. Sposób wykonania i sterowania umożliwia zachowanie wysokiej energooszczędności, co również jest kluczową cechą, na którą stawiany był nacisk. Wyświetlacz graficzny i udostępnione przez producenta biblioteki umożliwiają wyświetlanie nie tylko znaków alfanumerycznych znajdujących się w tablicy ASCII, ale również dowolnego kształtu, co zwiększa czytelność i atrakcyjność systemu.

Do zasilenia urządzenia posłużył stosunkowo wydajny akumulator Li-Pol Akyga o pojemności 980mAh, napięciu znamieniowym 3,7V i bardzo małej masie wynoszącej zaledwie 20g (25g z układem sterowania oraz przewodami połączeniowymi. W celu zapewnienia stabilnego napięcia zasilania mikrokontrolera zastosowano w układzie zasilania przetwornicę step-up 5V U1V10F5 firmy Pololu o maksymalnym prądzie wyjściowym do 1,2A. Niestety napięcie jakie występuje na akumulatorze Li-Pol jest funkcją naładowania akumulatora i jest zmienne w szerokim zakresie, co wymusza zastosowanie dodatkowej zewnętrznej stabilizacji napięcia.

4.3. Algorytm działania

Za poprawne działanie systemu odpowiada wyspecjalizowany algorytm, zaprojektowany na potrzeby projektu. Algorytm składa się z trzech pętli realizujących procesy obliczenia i akwizycji przebytej drogi, czasu treningu oraz pulsu.



Rys.4.3. Algorytm działania programu

Po włączeniu zasilania, następuje inicjalizacja peryferiów takich jak karta SD oraz wyświetlenie ekranu startowego, co ukazuje rys.4.3. Obliczanie aktualnego tętna następuje na podstawie czasu upływającego pomiędzy kolejnymi przerwaniami zewnętrznymi pochodzącymi od odbiornika monitora pracy serca. Wyliczenie przebytej drogi następuje w cyklicznych okresach, na podstawie aktualnych informacji o prędkości

przemieszczania się. Informacje takie jak czas od początku treningu, odpowiedź obsługi klawiszy, ilość wykrytych satelit oraz aktualny puls wyświetlane są na bieżąco na wyświetlaczu urządzenia. Użytkownik ma możliwość czasowo zatrzymać trening lub go całkowicie zakończyć, a następnie zapisać lub odrzucić zebrane z niego dane.

Bloki algorytmu znajdujące się pomiędzy rozpoczęciem treningu a pauzą stanowią główną pętlę programu, która realizuje przetwarzanie danych pochodzących z czujników, konwertując je na czytelne dla użytkownika dane treningowe. Liczenie aktualnego pulsu, pulsu średniego oraz odległości przebytej i maksymalnej prędkości wykonywane jest w autorskich funkcjach, które załączone są w pliku nagłówkowym głównego programu. Wykorzystują one między innymi jawne rzutowanie oraz działania na wskaźnikach, aby zmienić wartości zmiennych zdefiniowanych lokalnie poza funkcją. Przykład funkcji liczącej puls na podstawie odcinków czasu pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca przedstawia rys.4.4.

```
//===== LICZENIE AKTUALNEGO PULSU=====
uint16_t licz_puls(uint16_t licznik) // licznik -inkrementowany z f=100Hz (t=10ms) pomiędzy przerwaniem
{
    float zmienna_pom_counter = (float) licznik;           //powołanie zmiennej typu float, aby operacja była
                                                           //wykonywana na zmiennej zmiennoprzecinkowej, co
                                                           //zapewnia lepszą precyzję obliczeń, później jawne rzutowanie
    zmienna_pom_counter = ((100/zmienna_pom_counter)*60); //obliczanie pulsu na podstawie czasu pomiędzy
                                                           //uderzeniami serca
    uint16_t bierzacy_puls = (uint16_t) zmienna_pom_counter; // ponowne jawne rzutowanie w celu zwrócenia
                                                           //wartości całkowitej
    return bierzacy_puls;                                //zwracana wartosc
}
```

Rys.4.4. Funkcja obliczająca aktualny puls

Wartość bieżącego pulsu obliczona w tej funkcji nie jest interpretowana automatycznie jako wartość końcowa, mogłoby to spowodować nagłe skoki pulsu, które nie odzwierciedlałyby stanu rzeczywistego. W celu obliczenia wartości finalnej pulsu wykorzystana jest lista wiązana oraz doświadczalnie dobrana średnia ważona jej elementów, powoduje to wygładzenie przebiegu pulsu i zapobiega nagłym skokom.


```

void HAL_GPIO_EXTI_Callback(uint16_t GPIO_Pin)           // Funkcja obsługująca
{                                                         // przerwanie zewnętrzne

    if(GPIO_Pin == PULSE_IN_Pin)                         // Jeśli przerwanie pochodzi
    {                                                     // od odbiornika pulsu

        aktualny_puls = licz_puls(licznik1);              // obliczenie akt. pulsu za
                                                         // pomocą funkcji licz_puls()
        licznik1 =0;                                     // zerowanie licznika odpowiedzialnego za zliczanie
                                                         // czasu pomiędzy przerwaniem
        if ( flaga_puls == 0)                             // pierwszy obieg petli
        {
            puls_poprzedni = aktualny_puls;               // el. jeden wstecz
            puls_stary = aktualny_puls;                   // el. dwa wstecz
            puls_koncowy = aktualny_puls + 1;
            flaga_puls = 1;                               // flaga pierwszego obiegu petli
        }
        else                                              // jeśli nie jest to pierwszy obieg petli
        {
            puls_koncowy = ((3*aktualny_puls + 2*puls_poprzedni+ puls_stary)/6);
                                                         // średnia ważona do obliczania pulsu końcowego
            puls_stary = puls_poprzedni;                  // uzupełnienie listy wiązanej
            puls_poprzedni = aktualny_puls;                // uzupełnienie listy wiązanej
        }
        // obsługa wyświetlacza - wyświetlanie aktualnego pulsu
        if(flaga_koniec_ekr_start == 1) oled_akt_puls(puls_koncowy);
    }
}

```

Rys.4.5. Obliczanie pulsu końcowego w funkcji obsługi przerwania przy pomocy listy wiązanej

Podobnie do przedstawionego algorytmu na rys.4.5. zrealizowane są algorytmy przetwarzania danych z GPS do obliczenia przebytej drogi oraz obliczanie średniego pulsu. Umieszczenie wszystkich programów w funkcjach zewnętrznych pozwala na optymalizację kodu i zmniejszenie obciążenia procesora oraz przejrzystość i łatwość analizowania kodu. Program zawiera aż osiem własnych funkcji służących do obsługi wyświetlacza, co pozwala na jego intuicyjne użycie i obsługiwanie tylko tej części matrycy, w której jakiś element ulega zmianie, zmniejsza to czas odświeżania oraz niweluje efekt migotania. Deklarację wszystkich funkcji obsługi OLED zawartych w pliku nagłówkowym przedstawia rys.4.6.

```

//===== FUNKCJE OBSŁUGI WYŚWIETLACZA =====#
void oled_start(uint8_t * flaga);
void oled_ekr_główny(uint16_t czas_s, uint16_t czas_min, uint16_t puls, uint16_t ilosc_satelit);
void oled_czas(uint16_t czas_s, uint16_t czas_min);
void oled_akt_puls(uint16_t puls);
void oled_akt_il_sat(uint16_t satelity);
void oled_header(uint16_t header);
void oled_koniec(uint16_t dystans, uint16_t minuty, uint16_t sekundy, uint16_t sr_tetno);
void oled_end( uint16_t flaga_stoper);
//=====#

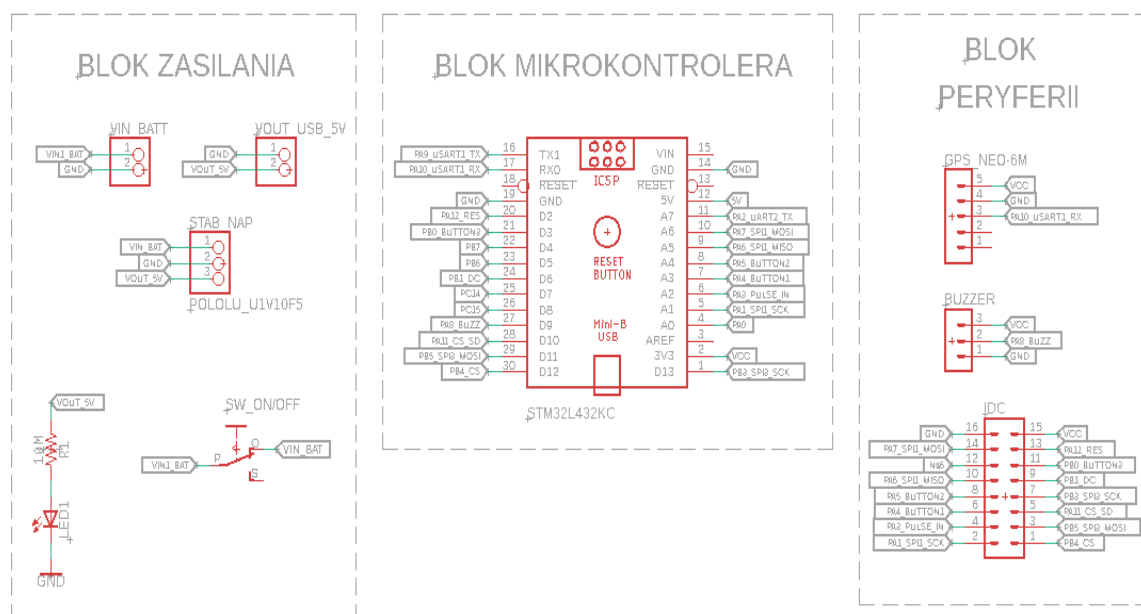
```

Rys.4.6. Deklaracja autorskich funkcji obsługi wyświetlacza

Zaawansowana biblioteka służąca do zapisu danych na kartę przy pomocy SPI wymagała konwersji liczb na ich reprezentację w kodzie ASCII, z powodu braku optymalnych gotowych bibliotek, algorytm ten został napisany samodzielnie.

4.4. Realizacja płytek drukowanych

W celu zminimalizowania rozmiarów całego urządzenia i uczynienia go wygodniejszego do użycia system został podzielony na dwie płytki drukowane, usytuowane jedna nad drugą, równoległe do siebie. Stałą odległość pomiędzy płytkami zapewniają zastosowanie tulei dystansowych, połączenie zasilania oraz przesył sygnałów pomiędzy płytkami zrealizowano przy pomocy szesnastożyłowego przewodu płaskiego AWG28. Połączenie nie jest stałe, można je bardzo szybko i łatwo rozłączyć przy pomocy wtyku IDC. Zastosowanie tego złącza umożliwia bardzo pewne i silne połączenie, odporne na uszkodzenia, dzięki zatrzaskom, umożliwiając jednocześnie szybki demontaż i rekonfigurację urządzenia.

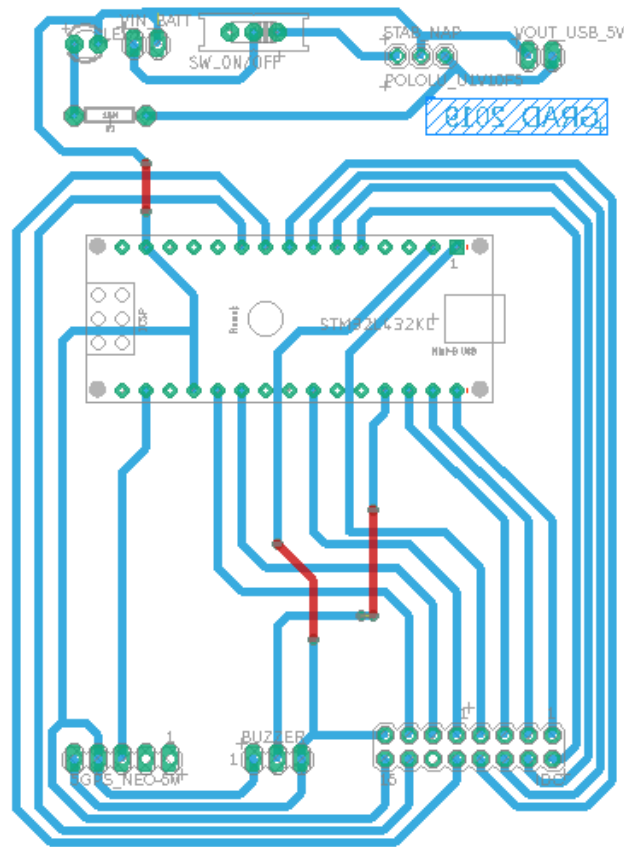


Rys.4.7. Schemat dolnej płytki.

Do wykonania schematu PCB użyto programu Eagle, firmy CadSoft, który jest obecnie rozwijany przez amerykańskie przedsiębiorstwo Autodesk, wycinek z tego programu znajduje się na rys.4.4. Dolna płytka została podzielona na:

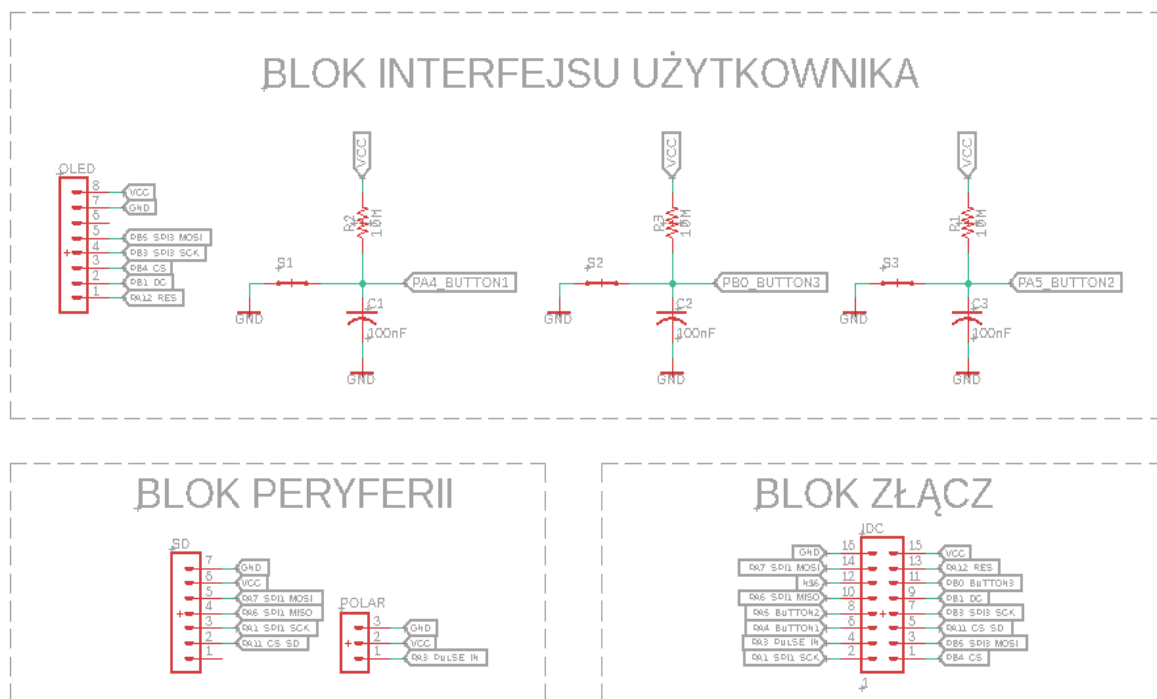
- blok zasilania,
- blok mikrokontrolera,
- blok peryferii.

Na tej części projektu umieszczono podsystemy, których użycie nie wymaga żadnej interwencji ćwiczącego, ze względu na utrudniony dostęp do niej, znalazła się tu również dioda sygnalizująca obecność napięcia zasilania, a więc włączenie systemu.



Rys.4.8. Wygląd dolnej PCB wykonanej w programie Eagle.

Obydwie płytki wykonane zostały metodą termotransferu, grubość ścieżek wynosiła około 1mm, przelotki na drugiej warstwie zostały wykonane z cienkiego drutu otoczonego izolacją zapobiegającą ewentualnym zwarciom.

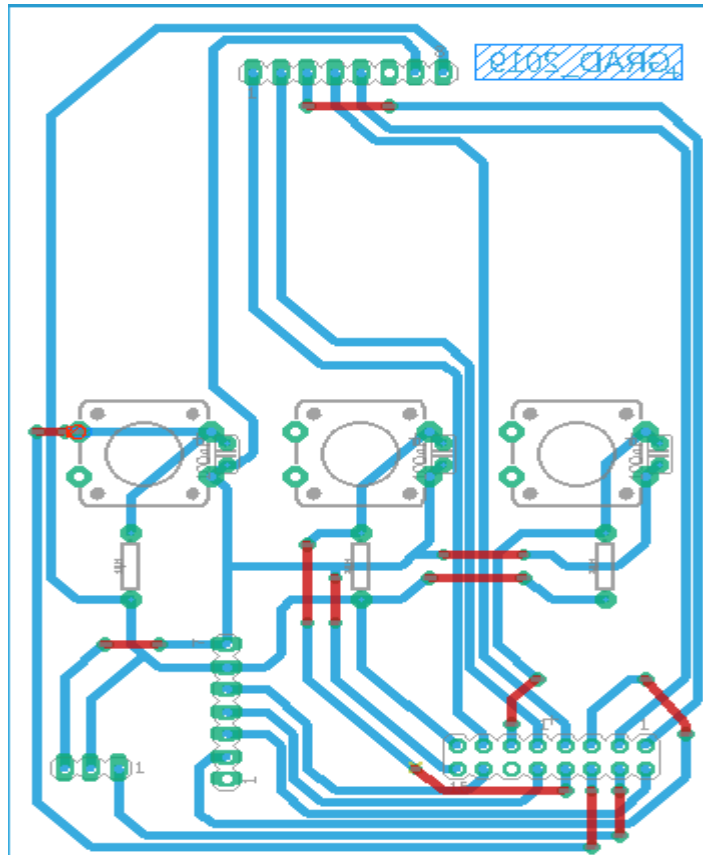


Rys.4.9. Schemat górnej płytki

Górna płytką została podzielona na trzy zasadnicze bloki:

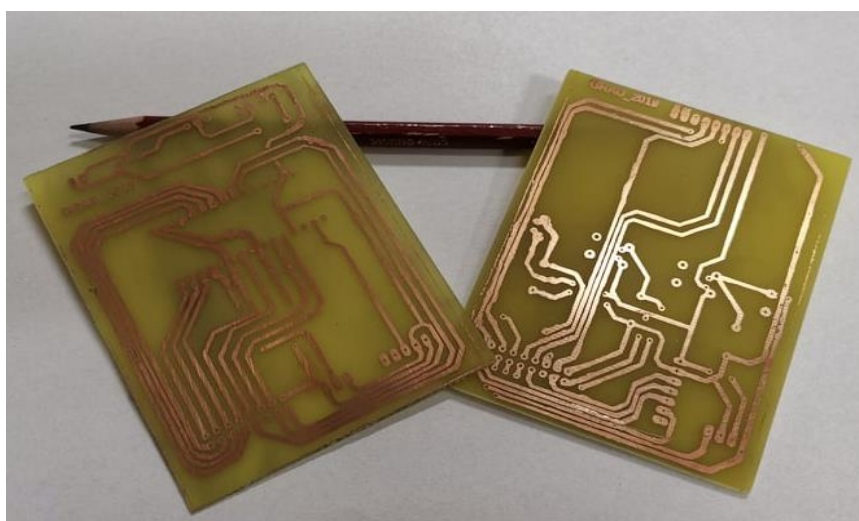
- blok interfejsu użytkownika,
- blok złącz,
- blok peryferii.

Przyciski znajdujące się w bloku interfejsu użytkownika, zostały dodatkowo mechanicznie zabezpieczone przed efektem drgania styków, który mógłby spowodować interpretowanie jednokrotnego wciśnięcia jako wielokrotne. Zastosowanie tego mechanizmu, wspieranego dodatkowo programową wersją tego zabezpieczenia pozwala na prawie całkowite wyeliminowanie tego problemu. Zwrócenie uwagi na ten błąd jest bardzo istotne, ponieważ wystąpienie go podczas treningu może skutkować niezamierzonym usunięciem zebranych danych.



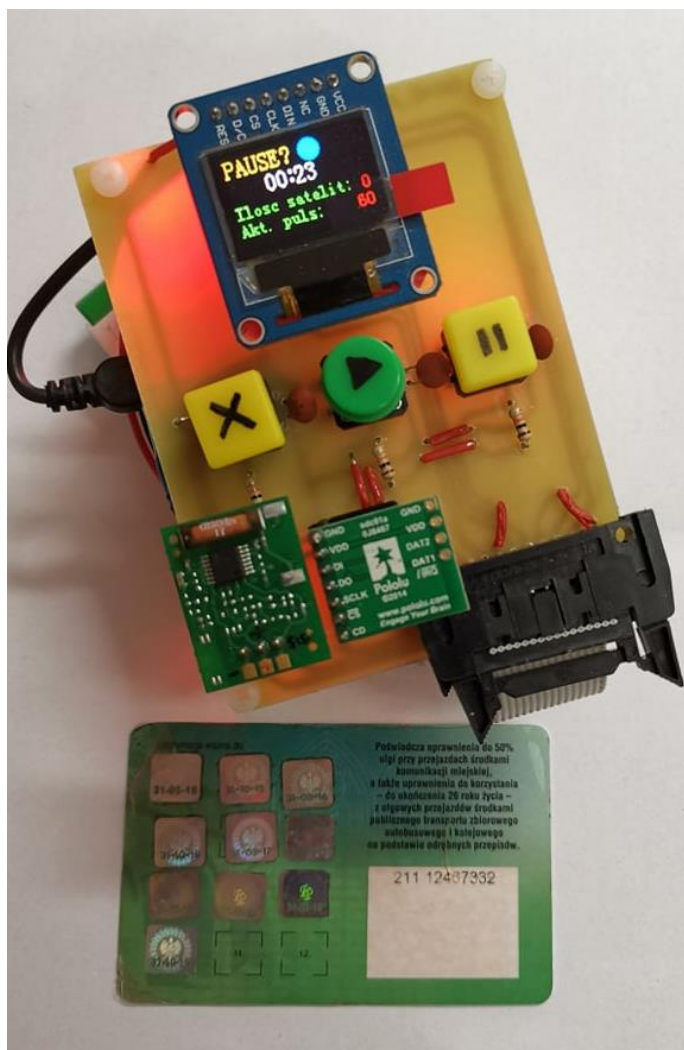
Rys.4.10. Wygląd górnej PCB wykonany w programie Eagle

Celem podczas projektowania płytek było osiągnięcie wymiarów zbliżony do wymiarów standardowej karty płatniczej bądź dowodu, cel ten został osiągnięty, a wymiary zewnętrzne zaledwie o około centymetr przewyższają wymiary powyższych dokumentów.



Rys.4.11. Wytrawione dwie płytki drukowane.

Do wytrawienia miedzi z laminatów posłużył środek trawiący B327, do wywiercenia otworów pod przelotki pomiędzy warstwami oraz złącza do wtyków goldpin wykorzystano wiertło o średnicy 0,9mm.



Rys.4.12. Wygląd gotowego systemu

Urządzenie jest wyposażone w zewnętrzny wyłącznik, pozwalający na szybkie odłączenie zasilania do wszystkich modułów. Napięcie z akumulatora na płytkę przenoszone jest za pomocą konektora JST.

4.5. Testy układu

W celu sprawdzenia działania systemu przeprowadzono szereg badań obejmujących testy podsystemu obliczania przebytej drogi, podsystemu pomiaru tętna oraz czasu pracy na jednym akumulatorze.

4.5.1. Pomiar odległości

Układ został przetestowany na bieżni lekkoatletycznej, aby zapewnić możliwie dokładną wartość odległości referencyjnej. System poddano badaniom na czterech różnych odległościach: 60 m, 100 m, 400 m i 800m stosując trzy średnie prędkości przemieszczania się 6 km/h, 8 km/h, 10 km/h, które odpowiadają odpowiednio tempie marszu, truchtu i biegu. Każda próba została wykonana dwukrotnie w celu osiągnięcia bardziej wiarygodnych wyników testów. Osobą testującą był mężczyzna w wieku pomiędzy 24 lat.

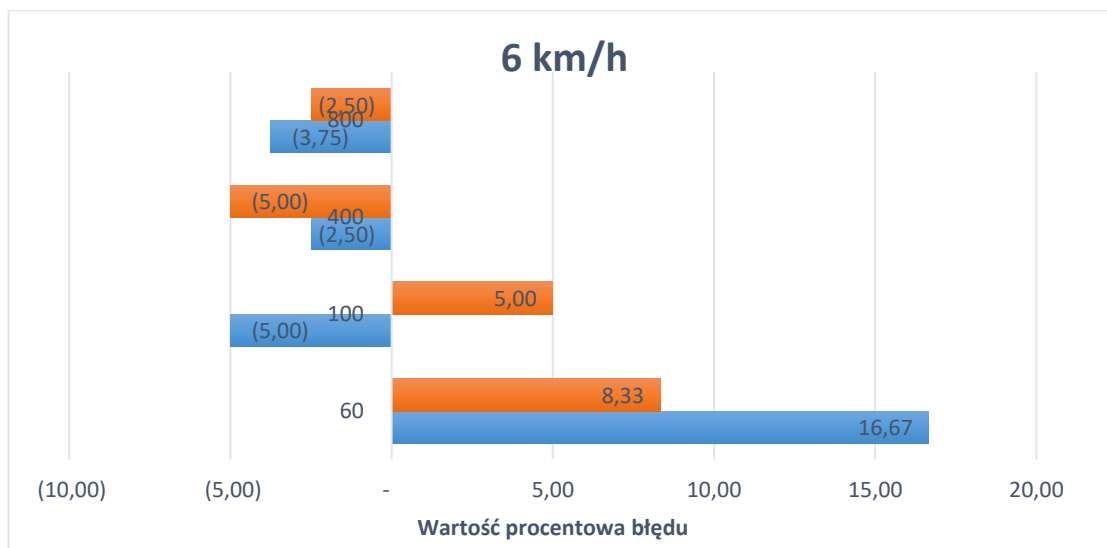
TAB.4.1 WYNIKI TESTU DOKŁADNOŚCI POMIARU PRZEBYTEJ ODLEGŁOŚCI DLA PRĘDKOŚCI PORUSZANIA OKOŁO 6 KM/H

Odległość w rzeczywistości [m]	Odległość zmierzona (1 próba) [%]	Procentowy błąd oszacowania odległości [m]	Odległość zmierzona (2 próba) [%]	Procentowy błąd oszacowania odległości [m]
60	70	16,67	65	8,33
100	95	- 5,00	105	5,00
400	390	- 2,50	380	- 5,00
800	770	- 3,75	780	- 2,50

Zauważalne jest zmniejszanie się procentowego błędu oszacowania odległości wraz ze wzrostem przebytej drogi. Procentowy błąd oszacowania odległości jest błędem względnym, wyliczonym z następującej zależności:

$$\delta = \frac{x - x_o}{x} \cdot 100\% \quad (4.1)$$

gdzie: δ - to błąd względny, x - dokładna wartość, x_o - zmierzona wartość, w obliczeniach tych celowo nie zastosowano wartości bezwzględnej różnicy wartości zmierzonej i dokładnej, aby zachować informację o charakterze błędu i o tym czy jest on dodatni czy ujemny.



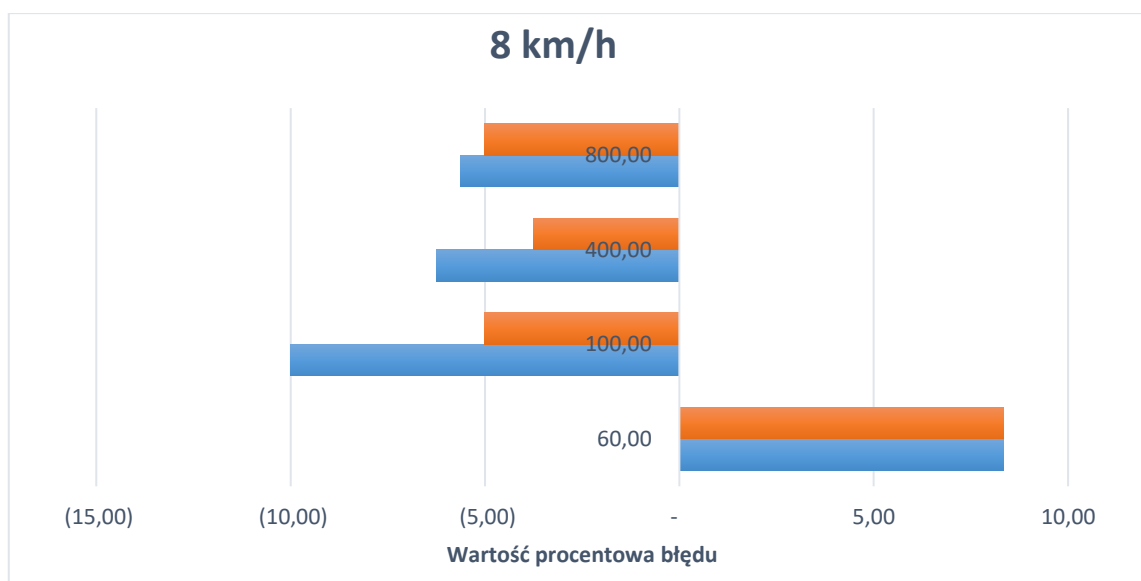
Rys.4.13. Wartość procentowa błędu, dla różnych odległości przy prędkości 6 km/h

Niepokojąco duży błąd wystąpił dla jednego z pomiarów na odcinku 60 m, tak dużą wartość różnicy pomiędzy obliczonym a rzeczywistym wynikiem nie jest dopuszczalna.

TAB.4.2 WYNIKI TESTU DOKŁADNOŚCI POMIARU PRZEBYTEJ ODLEGŁOŚCI DLA PRĘDKOŚCI PORUSZANIA OKOŁO 8 KM/H

Odległość w rzeczywistości [m]	Odległość zmierzona (1 próba)	Procentowy błąd oszacowania odległości [%]	Odległość zmierzona (2 próba) [m]	Procentowy błąd oszacowania odległości [%]
60,00	65,00	8,33	65,00	8,33
100,00	95,00	- 5,00	90,00	- 10,00
400,00	385,00	- 3,75	375,00	- 6,25
800,00	760,00	- 5,00	755,00	- 5,63

Można zauważyć zależność, iż wraz ze wzrostem odległości maleje wartość błędu, ponadto dla dużych odległości występuje wyraźnie błąd niedoszacowania odległości. Jedynie dla odległości 60 m liczba metrów została przeszacowana, dla tej odległości występuje również największy procentowy błąd.



Rys.4.14. Wartość procentowa błędu, dla różnych odległości przy prędkości 8 km/h

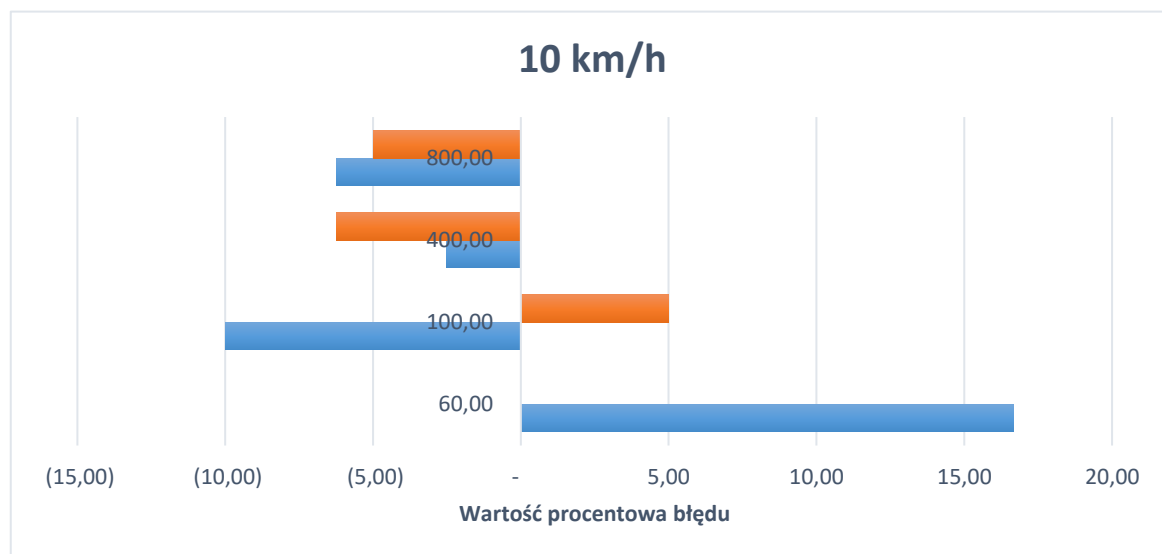
W żadnym z powyższych testów wartość procentowa błędu nie przekroczyła 10% wartości prawidłowej, co jest stosunkowo dobrym wynikiem. Podobnie jak w przypadku tempa marszu, występuje tutaj błąd niedoszacowania liczby metrów, poza najkrótszym odcinkiem.

TAB.4.4 WYNIKI TESTU DOKŁADNOŚCI POMIARU PRZEBYTEJ ODLEGŁOŚCI DLA PRĘDKOŚCI PORUSZANIA OKOŁO 10 KM/H

Odległość w rzeczywistości [m]	Odległość zmierzona (1 próba)	Procentowy błąd oszacowania odległości [%]	Odległość zmierzona (2 próba) [m]	Procentowy błąd oszacowania odległości [%]
60,00	70,00	16,67	60,00	0
100,00	90,00	- 10,00	105,00	5,00
400,00	390,00	- 2,50	375,00	- 6,25
800,00	750,00	- 6,25	760,00	- 5,00

Błąd niedoszacowania, który widać prawie w każdej próbie dla odległości większych od 100 m, przy każdej prędkości, może brać się z faktu, iż pomiary realizowane były na owalnej bieżni. Pozycja biegacza aktualizowana jest z pewną ograniczoną częstotliwością, na jej podstawie wyliczana jest prędkość przemieszczania się, a z czego dalej przebyta droga. Skończona ilość punktów pomiaru powoduje, iż półokrągłe odcinki bieżni interpretowane są jako suma wielu odcinków prostoliniowych o sumarycznej długości mniejszej od rzeczywistej długości łuku. Fakt ten może być powodem

wystąpienia tego rodzaju pomyłki, najkrótsze badania nie są obarczone tego typu błędem, ponieważ odcinki 60 m były realizowane w linii prostej.



Rys.4.15. Wartość procentowa błędu, dla różnych odległości przy prędkości 10 km/h

Na 27 odbytych testów 3 próby były nieudane, to znaczy dwa razy urządzenie wskazało brak przemieszczenia, a raz odcinek o połowę krótszy od rzeczywistego. Przypadki te uznano za błąd gruby wynikający z niesprawności systemu, powstałej najprawdopodobniej na skutek niepoprawnej komunikacji pomiędzy modułem NEO-6M a mikrokontrolerem i powtórzono dane próby.

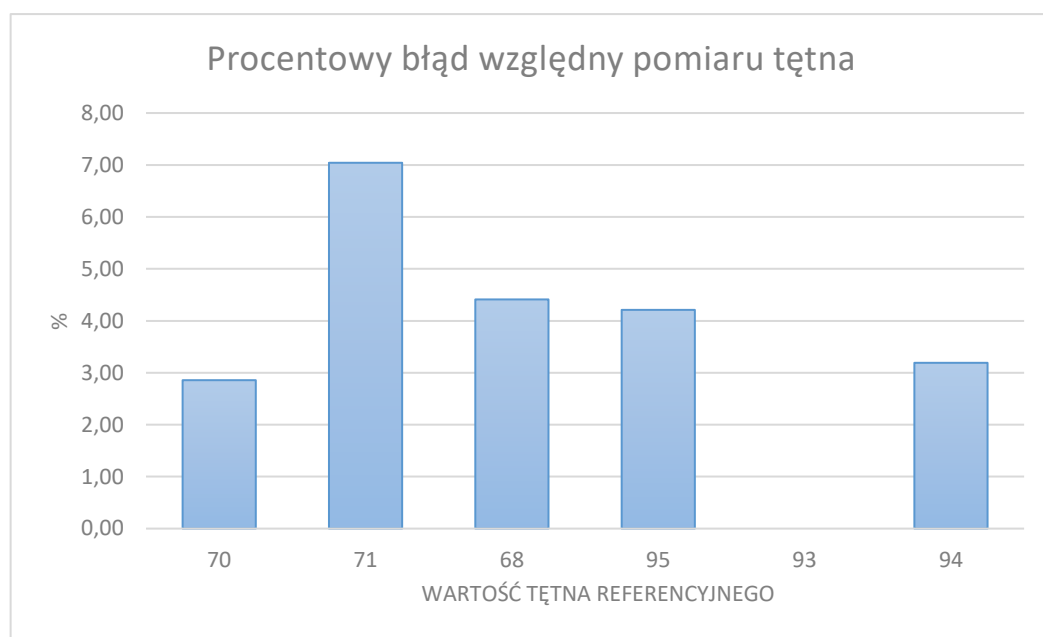
4.5.2. Pomiar tętna

Pomiar wiarygodności czujnika monitorującego pracę serca i wskazującego puls odbył się tylko podczas spoczynku. Pomiar pulsu podczas aktywności fizycznej przez dwa pasy piersiowe był nie możliwy, ponieważ nadajniki tych sensorów wzajemnie się zakłócały, przez co na zmianę żaden z odbiorników nie odbierał sygnału, lub tylko jeden działał poprawnie. Natomiast porównywanie pulsu z czujnika na piersiowego do wartości z sensora nadgarstkowego podczas biegu jest bezwartościowe, ponieważ charakteryzuje je niska dokładność.

TAB.4.5 WYNIKI TESTU DOKŁADNOŚCI DZIAŁANIA MONITORA PRACY SERCA SŁUŻĄCEGO DO POMIARU TĘTNA

Tętno Referencyjne [1/s]	Tętno Obliczone [1/s]	Procentowy błąd względny [%]
70	72	2,86
71	76	7,04
68	65	4,41
95	91	4,21
93	93	0,00
94	97	3,19

Za urządzenie referencyjne posłużył ciśnieniomierz naramienny Diagnostic ProAfib, będący zaawansowanym i precyzyjnym narzędziem wśród urządzeń amatorskich.

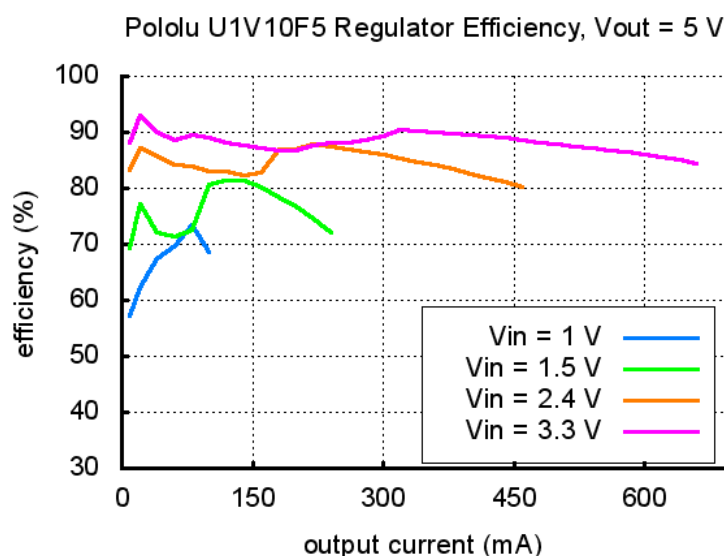


Rys.4.16. Wartość procentowego błędu względnego przy pomiarze tętna

Wartość procentowego błędu względnego pomiaru tętna jest zadowalająca, na sześć badań tylko raz przewyższyła 5%, co jest bardzo dobrym wynikiem. Pomiar wykonywany był trzy krotnie przy tętnie spoczynkowym osoby badanej oraz trzykrotnie po niewielkiej aktywności fizycznej, mającej na celu zwiększenie częstotliwości skurczów serca.

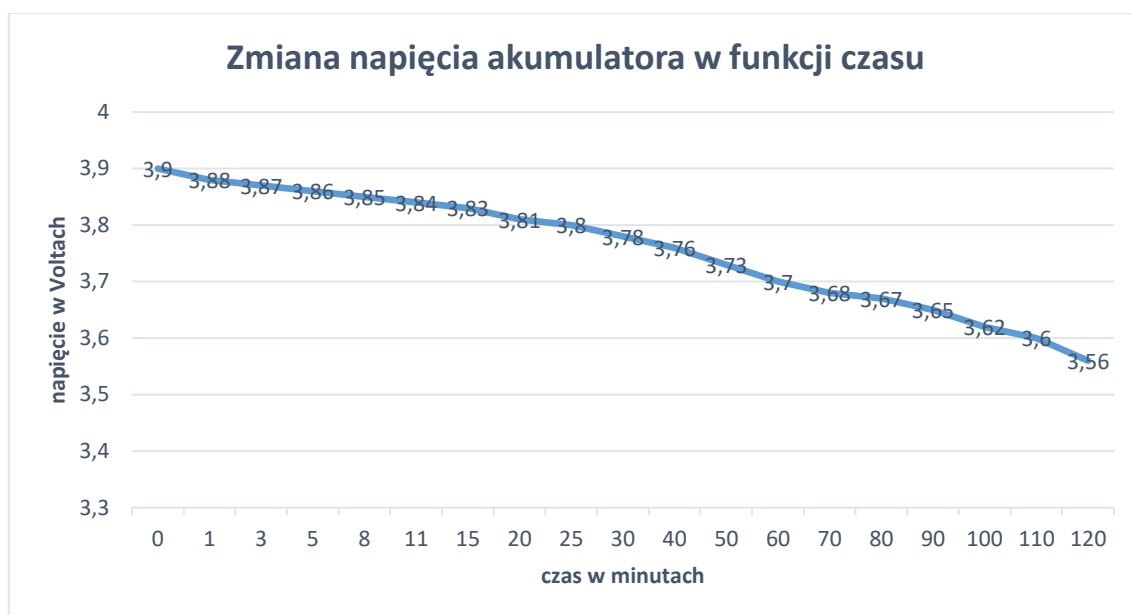
4.5.3. Czas pracy na akumulatorze

Testom poddany został również moduł zasilania składający się z akumulatora litowo-polimerowego oraz przetwornicy step-up. W eksperymencie badano spadek napięcia na akumulatorze oraz poziom napięcia wyjściowego w funkcji czasu, z określonym krokiem pomiarów. Przetwornica zastosowana w systemie pozwala na uzyskanie stabilnego napięcia wyjściowego 5 V przy wejściowym napięciu z zakresu od 0,5 V do 5,5 V. Jednak zgodnie z informacjami zawartymi na stronie producenta najwyższą sprawność osiąga ona dla napięcia wejściowego nie mniejszego od 3,3 V, co ukazuje rys.4.14.



Rys.4.17. Sprawność oraz prąd wyjściowy dla różnych napięć wejściowych, przy napięciu wyjściowym 5 V [29]

Z powodu spadku sprawności napięcie wejściowe nie powinno być niższe niż 3,3 V, jednak jest to ponadto krytyczna wartość, która może uszkodzić lub trwale zmniejszyć pojemność akumulatora. Zaleca się, aby rozładowywać akumulator Li-Pol do napięcia wyjściowego około 3,6 V, co zwiększa jego żywotność, z tego powodu taką wartość obrano jako minimalną. Funkcję zmiany napięcia w zależności od czasu pracy przedstawia wykres przedstawiony na rys.4.15.



Rys.4.18. Zmiana napięcia na akumulatorze w funkcji czasu działania systemu

System okazał się bardzo energooszczędny, a jeden akumulator pozwala na 120 minut ciągłej pracy, po którym to wartość napięcia spadła poniżej progowej wartości 3,6 V, choć nie oznacza to jeszcze pustego akumulatora. W całym badanym zakresie napięcie wyjściowe mieściło się w przedziale 4,95 V – 5,10 V co jest w pełni akceptowalnym wynikiem. Pamiętać należy, że napięcie to trafia jeszcze na stabilizatory napięcia znajdujące się na płytce startowej Nucleo-32. Testom poddano również czas zimnego i ciepłego startu, uzyskane średnie wyniki wynosiły odpowiednio około 37 s i 6 s.

5. WNIOSKI

W ramach pracy dyplomowej wykonano elektroniczny system służący do akwizycji i przetwarzania danych treningowych biegacza. System korzysta z odbiornika GPS w celu określenia przebytej drogi oraz pasa na klatkę piersiową do monitorowania pulsu serca.

Projekt został zrealizowany w sposób pozwalający na jego pełne użycie zgodnie z jego przeznaczeniem. Podczas realizacji udało się wywiązać ze wszystkich wymagań stawianych urządzeniu finalnemu, takich jak wysoka precyzja działania, niska inwazyjność sensorów oraz długi czas pracy na jednej baterii. Zachowana została również bardzo wysoka ochrona danych wrażliwych użytkownika, które nie opuszczają systemu poza przenoszeniem na karcie microSD. Cały projekt zmieścił się również, z sporym zapasem, w zakładanym budżecie wynoszącym około tysiąca złotych, co stanowi około połowy ceny komercyjnego urządzenia. Podczas badanych scenariuszy zdarzały się wypadki niepoprawnej pracy urządzenia, wnikliwa analiza kodu i opracowanie algorytmów działania na takie przypadki może pozwolić uniknąć wyżej opisanych sytuacji. Projekt umożliwia wprowadzanie ciągłych modernizacji i ulepszeń zarówno części programowej jak i sprzętowej systemu. Przeprowadzone testy pozwalają stwierdzić, że dane otrzymywane przy pomocy urządzenia są dobrej jakości i są bardzo zbliżone do wartości referencyjnych. Zlecenie wykonania urządzenia firmie zajmującej się produkcją płytek wielowarstwowych i zastosowanie montażu powierzchniowego elementów mogłoby zmniejszyć wymiary zewnętrzne urządzenia. Wykonanie obudowy przy pomocy druku 3D spowodowałoby ochronę urządzenia przed destrukcyjnymi czynnikami zewnętrznymi, zwiększając jego trwałość. System został stworzony do ćwiczeń na wolnej przestrzeni, chcąc rozszerzyć możliwości na ćwiczenia w zamkniętych pomieszczeniach, zachowując funkcjonalność pomiaru przebytej drogi, należałoby zastosować dodatkowo akcelerometr lub bardziej czuły odbiornik systemu pozycjonowania. Atrakcyjną funkcjonalnością urządzenia byłby system głosowego powiadamiania użytkownika na temat przebiegniętego dystansu, aktualnego pulsu czy czasu treningu.

Przedstawiony projekt jest ciekawą alternatywą dla wszystkich komercyjnie dostępnych systemów przetwarzania danych treningowych, posiada on wiele zalet, których nie posiadają ogólnie dostępne urządzenia.

Bibliografia

Monografie

[1] J. Narkiewicz, GPS i inne satelitarne systemy nawigacyjne, WKŁ, Warszawa 2007.

Czasopisma

[2] Y. Wahl, P. Duking, A. Droszez, P. Wahl, J. Mester, Criterion-Validity of Commercially Available Physical Activity Tracker to Estimate Step Count, Covered Distance and Energy Expenditure during Sports Conditions, *Frontiers in physiology*, Sep/2017, art. 725.

[3] SA. Alsubheen, AM. George, A. Baker, LE. Rohr, FA. Basset, Accuracy of the vivofit activity tracker, *Journal of medical engineering & technology*, Aug/2016, str. 298- 306.

[4] P. Durking, A. Hotho, H-Ch. Holmberg, F. K. Fuss, B. Sperlich, Comparison of Non-Invasive Individual Monitoring of the Training and Health of Athletes with Commercially Available Wearable Technologies, *Frontiers in physiology*, Mar/2016, art. 71.

[5] HS. An, GC. Jones, SK. Kang, GJ. Welk, JM. Lee, How valid are wearable physical activity trackers for measuring steps?, *European journal of sport science*, Apr/2017, str. 360-368.

[6] K. Price, SR. Bird, N. Lythgo, IS. Raj, JY. Wong, C. Lynch, Validation of the Fitbit One, Garmin Vivofit and Jawbone UP activity tracker in estimation of energy expenditure during treadmill walking and running, *Journal of medical engineering & technology*, Apr/2017, str. 208-215.

[7] C. Hochsmann, R. Knaier, J. Eyemann, J. Hintermann, D. Infanger, A. Schmidt-Truckass, Validity of activity trackers, smartphones, and phone applications to measure steps in various walking conditions, *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, Jul/2018, str. 1818-1827.

[8] CK. Wong, HM. Mentis, R. Kuber, The bit doesn't fit: Evaluation of a commercial activity-tracker at slower walking speeds, *Gait & posture*, Jan/2018, str. 177-181.

[9] JE. Barkley, E. Glickman, C. Fennell, M. Kobak, M. Frank, G. Farnell, The validity of the commercially-available, low-cost, wrist-worn Movband accelerometer during treadmill exercise and free-living physical activity, *Journal of sports science*, Apr/2019, str. 735-740.

Noty katalogowe

- [10] **Fitbit:** Fitbit Ultra User Manual.
- [11] **u-blox:** NEO-6.
- [12] **u-blox:** NEO-7.
- [13] **GlobalTop Technology:** FGPMMPA6H.
- [14] **Maxim Integrated:** MAX30100.
- [15] **Waveshare:** 0,95inch RGB OLED User Manual.
- [16] **Analog Devices:** ADXL345

Strony www

- [17] <https://www.mp.pl/pacjent/dieta/sport/72237,metody-pomiaru-wydatku-energetycznego-osob-aktywnych-fizycznie>
- [18] <https://buy.garmin.com/pl-PL/PL/p/143405>
- [19] <https://shop.dhsgroup.com/products/movband-4>
- [20] <https://www.u-blox.com/en/product/u-center>
- [21] <http://www.alphamicro.net/newsroom/press-releases/u-blox-neo-6p.aspx>
- [22] https://wiki.dfrobot.com/Heart_Rate_Sensor_SKU__SEN0203
- [23] https://www.polar.com/us-en/products/accessories/T31_transmitter
- [24] <https://www.robotistan.com>
- [25] <https://botland.com.pl>
- [26] <https://www.waveshare.com/1.8inch-lcd-module.htm>
- [27] <https://www.velleman.eu/products/view/?id=439582>
- [28] <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32l432kc.html>
- [29] <https://www.pololu.com/product/2564/pictures>

Spis rysunków

Rys. 2.1. Opaska fitness vivofit [18]	10
Rys. 2.2. FitBit Ultra [10]	11
Rys. 2.3. Movband [19]	12
Rys.2.4. Protokół z ćwiczeń przeprowadzonych z udziałem osób testujących [wg 2]... 13	
Rys. 2.5. Różnica w liczbie liczonych kroków pomiędzy kryterium porównania a jedenastoma miernikami aktywności przy różnych prędkościach. Przedstawione dane są średnią. Oznaczenia: SW-Bodymedia Sensewear; PL-Polar Loop; B80-Beurer AS80; GVF-Garmin Vivofit; GVS-Garmin Vivosmart; GVA-Garmin Vivoactive; GFR- Garmin Forerunner 920XT; FC-Fitbit Charge; FHR-Fitbit Charge HR; WPO H- Withings Pulse O _x Hip; WPO W-Withings Pulse O _x Wrist	15
Rys.2.6. Różnica w pokonanym dystansie pomiędzy kryterium porównania a jedenastoma miernikami aktywności przy różnych prędkościach. Przedstawione dane są średnią. Oznaczenia: SW-Bodymedia Sensewear; PL-Polar Loop; B80-Beurer AS80; GVF-Garmin Vivofit; GVS-Garmin Vivosmart; GVA-Garmin Vivoactive; GFR- Garmin Forerunner 920XT; FC-Fitbit Charge; FHR-Fitbit Charge HR; WPO H- Withings Pulse O _x Hip; WPO W-Withings Pulse O _x Wrist	17
Rys.2.7. Różnica w wydatku energetycznym pomiędzy kryterium porównania a jedenastoma miernikami aktywności przy różnych prędkościach. Przedstawione dane są średnią. Oznaczenia: SW-Bodymedia Sensewear; PL-Polar Loop; B80-Beurer AS80; GVF-Garmin Vivofit; GVS-Garmin Vivosmart; GVA-Garmin Vivoactive; GFR- Garmin Forerunner 920XT; FC-Fitbit Charge; FHR-Fitbit Charge HR; WPO H- Withings Pulse O _x Hip; WPO W-Withings Pulse O _x Wrist.	18
Rys.2.8. Schemat testów, którym podlegały urządzenia.....	21
Rys.2.9. Typy urządzeń biorących udział w porównaniu	23
Rys.3.1. Schemat blokowy modułu NEO-6 [11]	26
Rys.3.2. Dokładność modułu NEO-6 z użyciem PPP oraz SBAS, oraz bez użycia PPP [21]	27
Rys.3.3. Interfejs aplikacji u-center ze strony producenta u-blox [20].....	28
Rys.3.4. Schemat blokowy modułu NEO-7 [12]	29
Rys.3.5. Schemat blokowy FGPMMPA6H zawierający moduł GPS MT3339 [13]... 30	
Rys.3.6. Zaawansowane zarządzanie zużyciem energii w MT3339 [wg 13]	30
Rys.3.7. Blokowy schemat funkcjonalny 3-osiowego akcelometru cyfrowego ADXL345 [25].....	32
Rys.3.8. Sposób wykrywania położenia czujnika względem płaszczyzny ziemi [16] ... 32	
Rys.3.9. Moduł 3-osiowego akcelometru cyfrowego – MMA8452Q w module VMA208 firmy Velleman [27]	33
Rys.3.10. Czujnik tętna ludzkiego serca firmy DFRobot [22]	34
Rys.3.11. Zasada działania sensora Gravity [wg 22].....	35
Rys.3.12. Blokowy diagram działania podsystemu MAX30100 [14].....	36
Rys.3.13. Na piersiowy czujnik tętna ludzkiego serca firmy POLAR [23].....	37
Rys.3.14. Wyświetlacz LCD 2x16 [24]	38
Rys.3.15. Wyświetlacz LCD graficzny Nokia 5110 [25]	39
Rys.3.16. Wyświetlacz LCD TFT 1,8” 128x160px [26]	40
Rys.3.17. Wyświetlacz OLED 0,95” 96x64px [15]	41
Rys.4.1. Możliwości i posiadane właściwości STM32L432 [28].....	43

Rys.4.2. Zdjęcie prototypu systemu wykonanego na płytce stykowej.	45
Rys.4.3. Algorytm działania programu.....	47
Rys.4.4. Funkcja obliczająca aktualny puls	48
Rys.4.5. Obliczanie pulsu końcowego w funkcji obsługi przerwania przy pomocy listy wiązanej	49
Rys.4.6. Deklaracja autorskich funkcji obsługi wyświetlacza.....	49
Rys.4.7. Schemat dolnej płytki.	50
Rys.4.8. Wygląd dolnej PCB wykonanej w programie Eagle.	51
Rys.4.9. Schemat górnej płytki.....	52
Rys.4.10. Wygląd górnej PCB wykonany w programie Eagle.....	53
Rys.4.11. Wytrawione dwie płytki drukowane.....	53
Rys.4.12. Wygląd gotowego systemu.....	54
Rys.4.13. Wartość procentowa błędu, dla różnych odległości przy prędkości 6 km/h ..	56
Rys.4.14. Wartość procentowa błędu, dla różnych odległości przy prędkości 8 km/h ..	57
Rys.4.15. Wartość procentowa błędu, dla różnych odległości przy prędkości 10 km/h	58
Rys.4.16. Wartość procentowego błędu względnego przy pomiarze tętna	59
Rys.4.17. Sprawność oraz prąd wyjściowy dla różnych napięć wejściowych, przy napięciu wyjściowym 5 V [29]	60
Rys.4.18. Zmiana napięcia na akumulatorze w funkcji czasu działania systemu	61

Spis tabel

Tab.2.1 Rys. Różnica w liczbie liczonych kroków pomiędzy kryterium porównania a jedenastoma miernikami aktywności przy różnych prędkościach. Przedstawione dane są średnią. Oznaczenia: SW-Bodymedia Sensewear; PL-Polar Loop; B80-Beurer AS80; GVF-Garmin Vivofit; GVS-Garmin Vivosmart; GVA-Garmin Vivoactive; GFR-Garmin Forerunner 920XT; FC-Fitbit Charge; FHR-Fitbit Charge HR; WPO H-Withings Pulse O _x Hip; WPO W-Withings Pulse O _x Wrist.	16
Tab.3.1. Różnice w różnych modelach moduł NEO-6 [11]	27
Tab.4.1 Wyniki testu dokładności pomiaru przebytej odległości dla prędkości poruszania około 6 km/h.....	55
Tab.4.2 Wyniki testu dokładności pomiaru przebytej odległości dla prędkości poruszania około 8 km/h.....	56
Tab.4.4 Wyniki testu dokładności pomiaru przebytej odległości dla prędkości poruszania około 10 km/h.....	57
Tab.4.5 Wyniki testu dokładności działania monitora pracy serca służącego do pomiaru tętna.....	59

O Ś W I A D C Z E N I E

Ja niżej podpisany wyrażam zgodę, na udostępnienie mojej pracy w czytelni Archiwum WAT oraz w ramach wypożyczeń międzybibliotecznych.

Kamil Gradowski

Warszawa, dnia: 05.06.2019

Wykonano w jednym egzemplarzu.

Warszawa, dnia: 05.06.2019