

## PULSOKSYMETR – SYSTEM POMIAROWY Z MIKROKONTROLEREM ARM7

### STRESZCZENIE

W artykule zaprezentowany został zaprojektowany i wykonany przez autorów pulsoksymetr, czyli przyrząd pomiarowy służący do nieinwazyjnego pomiaru natlenienia krwi tętnicznej oraz częstości pracy serca. Przedstawione zostały w skrócie teoretyczne podstawy pomiaru oraz zastosowany w skonstruowanym przyrządzie analogowy tor kondycjonowania. Autorzy skoncentrowali się na omówieniu algorytmu obliczania natlenienia krwi na podstawie rejestrowanych sygnałów. Algorytm ten został zaimplementowany na mikrokontrolerze AT91SAM7S256 z rdzeniem ARM7, a także w środowisku LabVIEW, w którym napisane zostało oprogramowanie zwiększające funkcjonalność skonstruowanego pulsoksymetru. Na koniec przedstawione zostało porównanie wyników pomiarów pulsoksymetru komercyjnego oraz skonstruowanego przez autorów przyrządu.

**Słowa kluczowe:** pomiary biomedyczne, pomiar natlenienia krwi, pulsoksymetr

### PULSE OXIMETER – MEASUREMENT SYSTEM WITH MICROCONTROLLER ARM7

In the paper is presented the pulse oximeter designed and implemented by authors. It is a measurement instrument to non-invasive measure of arterial blood oxygen and pulse rate. Short theoretical basis and circuits of analog signals processing applied in instrument also are shown. Authors focused at algorithm calculating blood's oxygenation based on registered signals. This algorithm was implemented in AT91SAM7S256 microcontroller with ARM7 core and also in LabVIEW environment. This application increases constructed pulse oximeter's functionality. At the end is shown a comparison between measurement results given by commercial pulse oximeter and one constructed by authors.

**Keywords:** biomedical measurements, blood oxygen measurement, pulse oximeter

### 1. WSTĘP

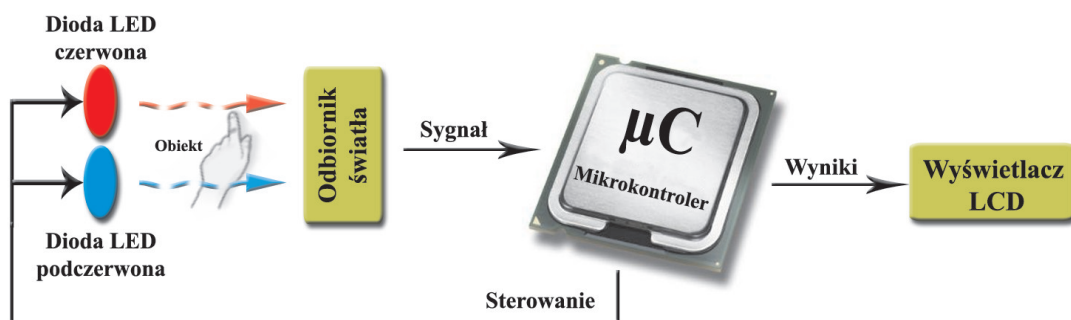
Biopomiary stanowią obecnie jeden z najintensywniej rozwijanych obszarów metrologii. Wśród biopomiarów na szczególną uwagę zasługują metody optoelektroniczne, opierające się na różnorodnych interakcjach pomiędzy promieniowaniem optycznym, a tkankami lub płynami ustrojowymi ciała ludzkiego. Jedną z najważniejszych zalet tego typu metod, jest ich nieinwazyjność, będąca bardzo pożądaną cechą współczesnej aparatury medycznej [1].

Metody optoelektroniczne służą między innymi do wyznaczania saturacji tlenowej  $SpO_2$ , czyli określenia poziomu wysycenia tlenem cząstek hemoglobiny krwi tętnicznej. Pomiar saturacji prowadzone są zawsze na oddziałach intensywnej nadzoru oraz podczas operacji i poważniejszych

zabiegów medycznych, gdyż postępujące niedotlenienie zagraża śmiercią lub poważnymi uszkodzeniami mózgu. Obecnie zaleca się nieinwazyjne, rutynowe wyznaczanie saturacji tlenowej, tak samo jak i innych ważnych dla życia parametrów (ciśnienie krwi czy tętno) [1, 3].

### 2. PODSTAWY TEORETYCZNE

Działanie pulsoksymetru opiera się na pomiarze pochłaniania przez hemoglobinę zawartą w czerwonych krwinkach, promieniowania o dwóch różnych długościach fali: czerwonego oraz podczerwonego. Czujnik składający się z dwóch diod LED oraz fotodiody, umieszczany jest najczęściej na końcu palca dłoni (rys. 1).



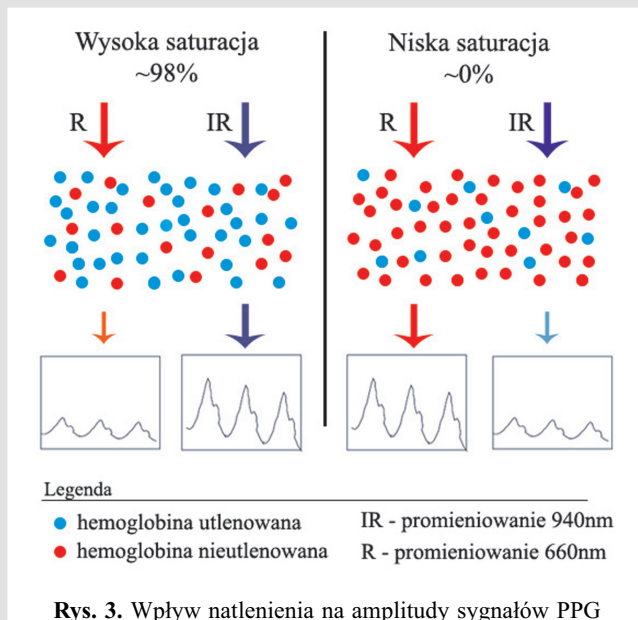
Rys. 1. Schemat ideowy pulsoksymetru



Rys. 2. Przykładowy przebieg PPG

Część promieniowania, która nie została zaabsorbowana przez tkanki, jest przetwarzana przez fotodetektor na sygnał elektryczny. Jest to tak zwana krzywa fotopletyzmoграфiczna (PPG), której główną składową jest fala tętna. Diody w czujniku zasilane są naprzemiennie, w wyniku czego otrzymuje się dwa sygnały PPG – od diody czerwonej i podczerwonej (rys. 2).

Cykliczne zmiany sygnałów na skutek pulsacji umożliwiają pomiar częstości tętna, natomiast ich amplitudy są ściśle związane ze stężeniami poszczególnych rodzajów hemoglobiny (rys. 3).



Rys. 3. Wpływ natlenienia na amplitudy sygnałów PPG

Przyjmując jako podstawę teoretyczną prawo Lamberta-Beera o absorpcji promieniowania, oblicza się współczynnik  $R$ :

$$R = \frac{\log_{10} \left( \frac{I_{DC+AC}}{I_{DC}} \right)_{\lambda=660nm}}{\log_{10} \left( \frac{I_{DC+AC}}{I_{DC}} \right)_{\lambda=940nm}} \quad (2.1)$$

gdzie:

$I_{DC+AC}$  – amplituda części zmiennej sygnału PPG,  
 $I_{DC}$  – wartość składowej stałej sygnału PPG.

Służą one następnie do wyznaczenia wartości saturacji zdefiniowanej jako stosunek koncentracji hemoglobiny

utlenowanej (oksyhemoglobina  $HbO_2$ ) do całkowitej koncentracji hemoglobiny obecnej we krwi tętniczej (oksyhemoglobina + deoksyhemoglobina  $Hb$ ):

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} = \frac{C_o}{C_o + C_r} \quad (2.2)$$

gdzie:

$C_o$  – koncentracja oksyhemoglobiny,  
 $C_r$  – koncentracja deoksyhemoglobiny.

Saturację ze współczynnikiem  $R$  wiąże krzywa kalibracyjna pulsoksymetru. Dla skonstruowanego pulsoksymetru autorzy wyznaczyli ją empirycznie, na podstawie pomiarów z wykorzystaniem pulsoksymetru komercyjnego.

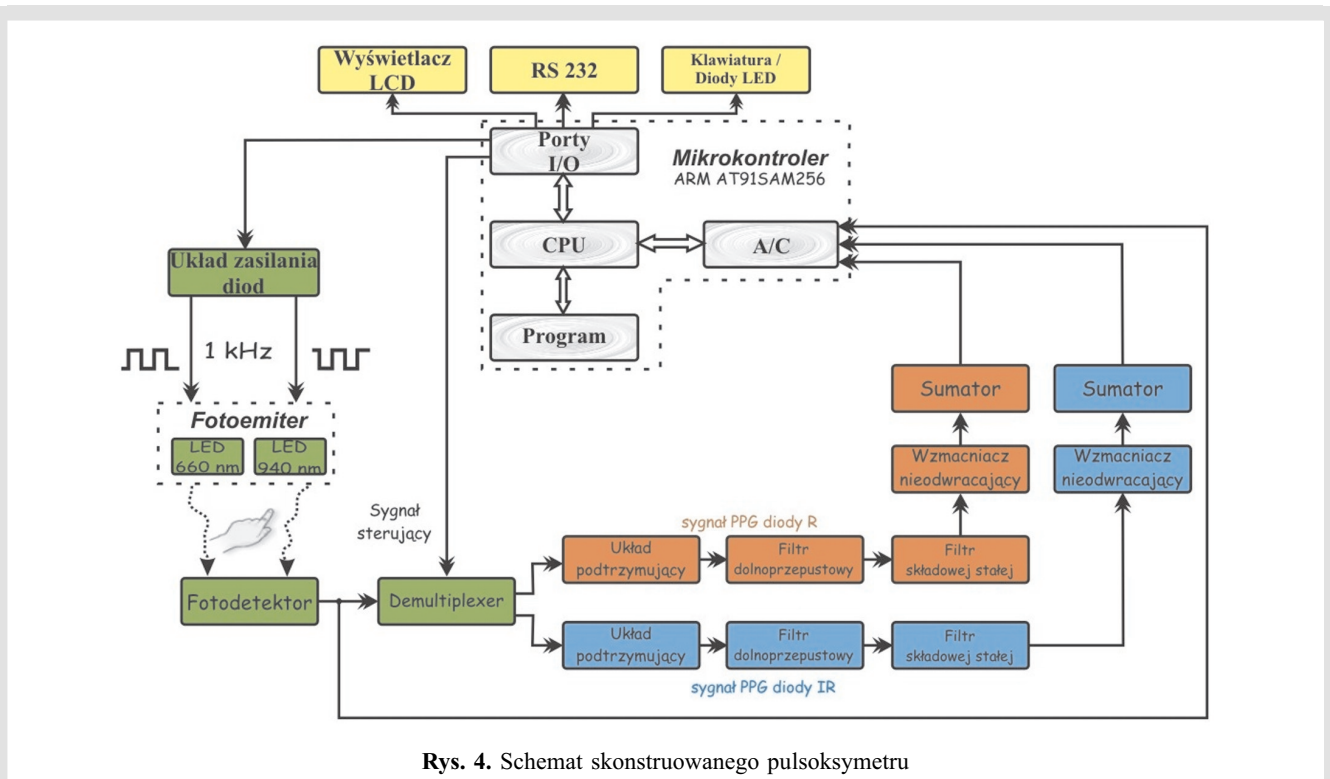
$$SpO_2 = -20,77 \cdot R + 113,56 \quad (2.3)$$

### 3. ANALOGOWY TOR KONDYCJONOWANIA

Sygnały PPG uzyskiwane bezpośrednio z czujnika charakteryzują się niewielką amplitudą sygnału zmiennego na tle znacznej składowej stałej oraz dużymi zakłóceniami. W celu skutecznego pozyskania informacji o natlenieniu krwi tętniczej oraz częstości pracy serca, sygnały przed przetworzeniem na postać cyfrową wymagają właściwego ukształtowania poprzez analogowy tor kondycjonowania. Musi on spełniać następujące wymagania:

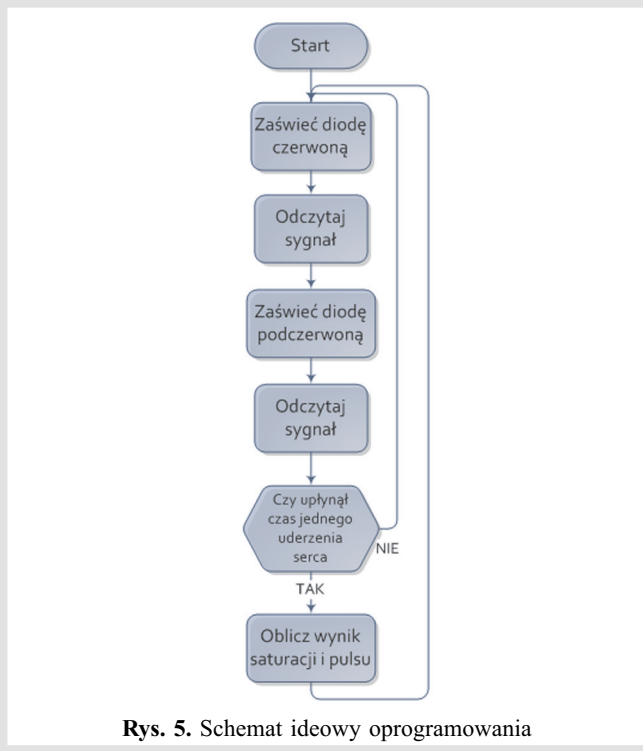
1. odpowiednio duże wzmocnienie części zmiennej sygnałów PPG,
2. pozyskanie informacji o składowej stałej sygnałów PPG,
3. filtracja wysokoczęstotliwościowych zakłóceń,
4. zakresy napięć sygnałów mierzonych, muszą się mieścić w przedziale 0–3,3 V.

Tak skonstruowany tor wstępnego przetwarzania pozwala na uzyskanie dwóch oddzielnych sygnałów PPG diody czerwonej i podczerwonej, stanowiących tylko część zmienną sygnału PPG. Natomiast na podstawie bezpośredniego sygnału z czujnika określana jest składowa stała obu sygnałów, także potrzebna do wyznaczenia saturacji. Dalsze przetwarzanie sygnałów odbywa się już cyfrowo w programie wykonywanym przez mikrokontroler (rys. 4).



#### 4. ALGORYTM PRZETWARZANIA SYGNAŁÓW

Algorytm wyliczający na podstawie pobieranych próbek sygnałów wartość saturacji oraz częstotliwości pulsu został zaimplementowany na mikrokontrolerze firmy Atmel AT91SAM7S256 z rdzeniem ARM7TDMI. Jest to procesor o 32-bitowej architekturze RISC. Cały proces pomiarowy przebiega w sposób ciągły. Natomiast wyniki pomiaru uzyskiwane są z częstotliwością pracy serca. Schemat ideowy oprogramowania został przedstawiony na rysunku 5.



Konwersja sygnałów na postać cyfrową odbywa się w 10-bitowym przetworniku analogowo-cyfrowym ADC mikrokontrolera, którego pracą steruje timer TC0, odpowiadający również za przełączanie diod czujnika. Aktywne są trzy kanały przetwornika, którym przyporządkowane są następujące sygnały:

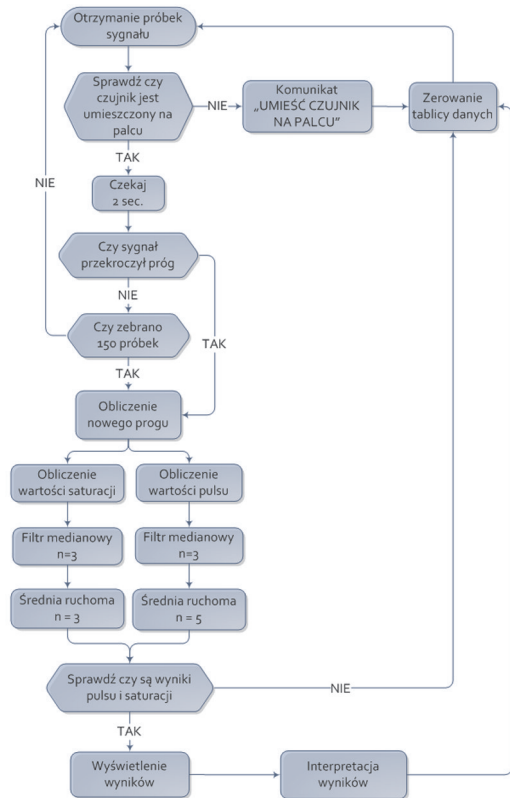
- AD4 – kondycjonowany sygnał diody podczerwonej,
- AD5 – kondycjonowany sygnał diody czerwonej,
- AD6 – bezpośredni sygnał z czujnika.

Próbkowanie odbywa się w odpowiednich chwilach czasowych, tak aby z częstotliwością 100 Hz uzyskiwany był komplet czterech próbek składający się z:

- rozdzielonych i kondycjonowanych w torze analogowym sygnałów od diody czerwonej i podczerwonej, zawierających część zmienną przebiegów PPG, oznaczanych jako  $R$  i  $IR$ ,
- bezpośrednich sygnałów z czujnika rozdzielonych na drodze cyfrowej, niosących informację o składowej stałej sygnałów PPG, oznaczanych jako  $Rdc$  i  $IRdc$ .

Każdy nowo uzyskany komplet czterech próbek sygnałów przekazywany jest do funkcji realizującej obliczenie wartości saturacji i częstotliwości pulsu. Schemat blokowy algorytmu realizowanego przez tę funkcję został przedstawiony na rysunku 6.

Po otrzymaniu próbek sygnałów, przede wszystkim następuje sprawdzenie faktu umieszczenia czujnika na palcu. Jest to łatwe do zweryfikowania gdyż brak przeszkody, jaką jest palec badanej osoby, na drodze promieniowania sprawia, że sygnały ( $Rdc$  oraz  $IRdc$ ) przyjmują maksymalne wartości.



Rys. 6. Schemat blokowy algorytmu obliczania saturacji

Pomiar rozpoczyna się automatycznie po upływie dwóch sekund od momentu umieszczenia czujnika na palcu. Opóźnienie to podyktowane jest koniecznością uspokojenia stanów przejściowych wywołanych zakładaniem czujnika.

Aby wyznaczyć saturację potrzebne są próbki stanowiące jeden okres fali tętna, tak więc zbierane próbki sygnałów ( $R$ ,  $IR$ ,  $Rdc$ ,  $IRdc$ ) umieszczane są w czterech tablicach. Stwierdzenie zebrania potrzebnej ilości próbek odbywa się przez porównywanie sygnału z aktualizowaną na bieżąco zmienną *próg* (rys. 7). Jeżeli sygnał przekroczy wartość zmiennej następuje obliczenie wyników pomiaru.

W sytuacji gdy kolejne maksimum sygnału miałoby wartość mniejszą niż zmienna *próg* (np. wskutek intensywnych ruchów badanej osoby), obliczenie wyników nastąpi po zebraniu 150 kompletów próbek. Odpowiada to częstości pracy serca równej 40 uderzeń na minutę. Stanowi to zabezpieczenie przed utknięciem algorytmu.

Na podstawie próbek stanowiących jeden okres fali tętna wyznaczane są następujące zmienne pomocnicze:

- $\max R$ ,  $\min R$ ,  $\max IR$ ,  $\min IR$  – największe i najmniejsze wartości kondycjonowanych sygnałów diody czerwonej i podczerwonej ( $R$ ,  $IR$ ),
- $Rdc$ ,  $IRdc$  – poziomy stałe sygnałów otrzymanych bezpośrednio z czujnika ( $Rdc$ ,  $IRdc$ ), obliczone jako średnia wszystkich próbek danego okresu.

Na podstawie zmiennych pomocniczych obliczany jest współczynnik  $R$ :

$$R = \frac{\max R - \min R}{R_{dc}} \cdot \frac{IR_{dc}}{\max IR - \min IR} \quad (4.1)$$

Na jego podstawie, zgodnie z funkcją kalibracyjną wyliczana jest saturacja. Częstotliwość pulsu określana jest natomiast w oparciu o liczbę próbek zebranych od momentu ostatniego obliczenia wyników. Maksima i minima sygnałów wykorzystywane są również do wyznaczenia kolejnej wartości progu.

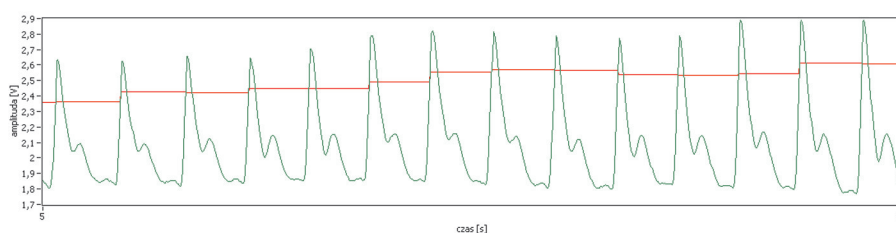
Może się zdarzyć, że wyniki pomiaru obarczone są błędem powstającym w wyniku działania różnych czynników zakłócających. Dlatego też wyniki pomiarów poddawane są filtracji z zastosowaniem filtra medianowego oraz średniej ruchomej. Długość bufora filtra medianowego, zarówno dla wyników saturacji, jak i pulsu, wynosi 3. Natomiast długość bufora średniej ruchomej jest równa 3 dla wyników saturacji, a 5 dla pulsu.

Uzyskiwane wyniki pomiaru podlegają ocenie pod względem ich zgodności z przyjętymi za prawidłowe wartościami saturacji i pulsu [1]. Fakt przekroczenia przyjętych progów jest sygnalizowany za pomocą diod alarmowych:

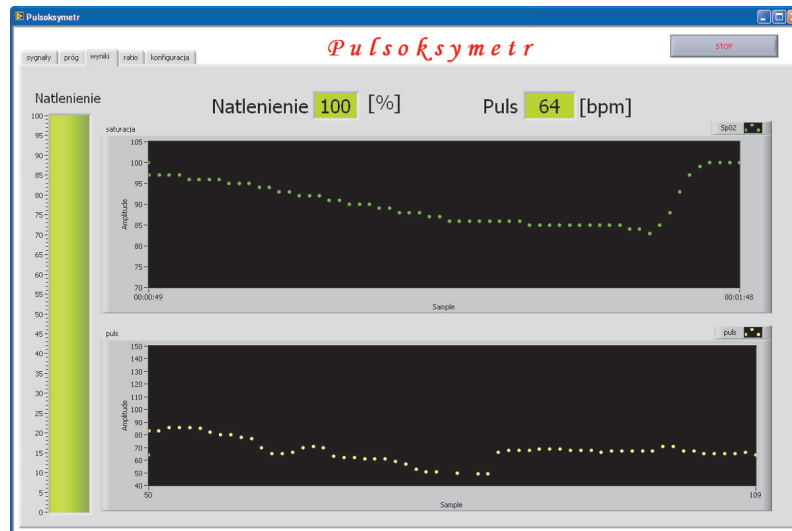
- saturacja poniżej 90% – dioda alarmu saturacji świeci się na żółto,
- saturacja poniżej 80% – dioda alarmu saturacji świeci się na czerwono,
- puls poniżej 60bpm lub powyżej 150bpm – dioda alarmu pulsu świeci się na żółto,
- puls poniżej 50bpm lub powyżej 200bpm – dioda alarmu pulsu świeci się na czerwono.

## 5. DODATKOWE OPROGRAMOWANIE W LABVIEW

Przedstawiony w poprzednich rozdziałach pulsoksymetr jest przyrządem autonomicznym, pozwalającym na prawidłowy pomiar  $SO_2$  oraz częstości pracy serca bez udziału dodatkowego oprogramowania. Jednak pomimo niewątpliwych zalet, nie umożliwia on wizualizacji danych w postaci wykresów, na podstawie których można wywnioskować wiele cennych informacji o stanie zdrowia badanej osoby



Rys. 7. Ilustracja działania progu – wykrywanie pojedynczych okresów fali tętna



Rys. 8. Główne okno pracy aplikacji – zakładka: wynik

np. wyraźne wcięcie dykrotyczne świadczy o dobrym obwodowym przepływie krwi.

W celu umożliwienia wizualizacji krzywych PPG zostało napisane dodatkowe oprogramowanie na komputer stacjonarny w środowisku LabVIEW firmy National Instruments. Transmisja danych z pulsoksymetru do PC odbywa się w standardzie RS-232. Aplikacja po nawiązaniu połączeniu z przyrządem oczekuje na dane, które są następnie przetwarzane w niezależnym algorytmie. Aplikacja ta stanowi więc drugi, niezależny, „wirtualny” pulsoksymetr.

Oprogramowanie umożliwia oprócz graficznej prezentacji 60 ostatnich wartości SpO<sub>2</sub> oraz pulsu również m.in. wyświetlenie sygnałów zarejestrowanych bezpośrednio z fotodetektora, sygnałów po przejściu przez analogowy tor kondycjonowania (krzywe PPG) lub ustawienia progów alarmów. Możemy również prześledzić pracę algorytmu odpowiadającego za detekcję częstości pracy serca (rys. 8).

## 6. ANALIZA WYNIKÓW

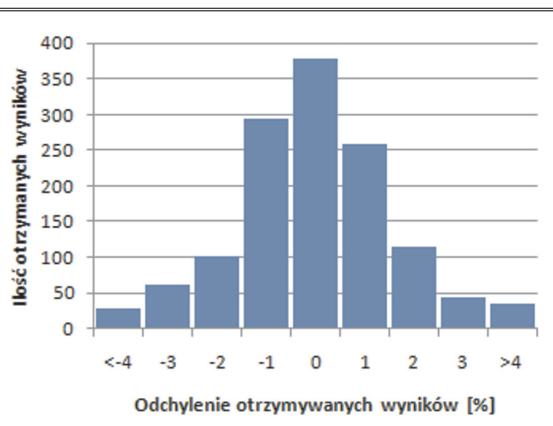
W celu zweryfikowania poprawności wskazań, przyrząd poddano szeregowi eksperymentów. Jeden z testów polegał

na zweryfikowaniu postulatu, który informuje, że według teorii występuje brak wpływu grubości palca na wynik pomiaru. Doświadczenie polegało na pomiarze natlenienia krwi tętniczej kolejno na poszczególnych palcach dłoni. Mimo dużej różnicy grubości pomiędzy kciukiem, a małym palcem, przełożenie czujnika z jednego palca na drugi powoduje zmianę saturacji co najwyżej o 1%. Według autorów wynika to z charakteru zastosowanej teorii, która stanowi jedynie pewne uproszczenie problemu transmisji promieniowania przez ciało człowieka.

Najważniejszym doświadczeniem, wskazującym na poprawność pracy skonstruowanego pulsoksymetru, była próba polegająca na jednoczesnym zarejestrowaniu wyników natlenienia krwi tętniczej z dwóch urządzeń – z prototypu oraz z komercyjnego urządzenia AVANT-9600 firmy NONIN. Podczas doświadczenia zarejestrowano 1318 wyników natlenienia krwi tętniczej. Z analizy zebranych danych wynika, że 70,7% otrzymanych wyników saturacji nie różni się więcej niż +/- 1% od wartości uzyskanych z pulsoksymetru komercyjnego, z czego 28,8% wyników jest identycznych. Widać również, że przy ewentualnych różnicach występuje taka sama tendencja do zawyżania (34,4%), jak zaniżania (36,8%) wyników (tab. 1).

Tabela 1. Porównanie wyników saturacji

Otrzymane wyniki względem pulsoksymetru Avant 9600	Procent całości wyników
Większe o co najmniej 4%	2,7
Większe o 3%	3,4
Większe o 2%	8,7
Większe o 1 %	19,6
Równe	28,8
Mniejsze o 1%	22,3
Mniejsze o 2%	7,7
Mniejsze o 3%	4,6
Mniejsze o co najmniej 4%	2,2



## 7. PODSUMOWANIE

Celem projektu było wykonanie i oprogramowanie autonomicznego przyrządu pomiarowego służącego do nieinwazyjnego pomiaru saturacji krwi tętnicznej oraz częstości pracy serca. Zadanie to zostało wykonane, a skonstruowane urządzenie stanowi kompletny i wiarygodny przyrząd. Wiarygodność pomiaru potwierdziły przeprowadzone badania porównawcze.

Kolejnymi etapami rozwoju przyrządu (rys. 9), będzie zastosowanie zasilania bateryjnego, zaimplementowanie bezprzewodowej komunikacji pomiędzy urządzeniem, a komputerem stacjonarnym np. w standardzie bluetooth oraz udoskonalenie algorytmu odrzucającego fałszywe, na skutek ruchów badanej osoby, wyniki pomiarów.



Rys. 9. Zdjęcie skonstruowanego pulsoksymetru

## Literatura

- [1] Cysewska-Sobusiak A.: *Modelowanie i pomiary sygnałów biooptycznych*. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2001.
- [2] Cichocka-Jarosz E., Kwinta P., Lankosz-Lauterbach J., Mazurek H.: *Podstawy monitorowania utlenowania organizmu i pulsoksymetria u dzieci*. *Medycyna Praktyczna Pediatria*, 05(2005).
- [3] Rozporządzenie Ministra Zdrowia w sprawie wymagań, jakimi powinny odpowiadać pod względem fachowym i sanitarnym pomieszczenia i urządzenia zakładu opieki zdrowotnej. Dz.U. nr 116, poz. 985 z dnia 29 czerwca 2005.

- [4] Gazi Maruf Azmal, Adel Al-Jumaily, Moha'med Al-Jaafreh: *Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photo-plethysmography Signal*, University of Technology, Sydney, 2006.
- [5] Serhiy Matviyenko: *Application Note – Pulse Oximeter*.
- [6] Townsend N.: *Medical Electronics*, s. 32, 2001.
- [7] Kennedy, Stephen M.: *An introduction to pulse oximeters: Equations and theory*. University of Wisconsin-Madison.
- [8] Cysewska-Sobusiak A., Wiczyński G., Krawiecki Z., Odon A.: *Wykorzystanie w biopomiarach transmisyjnego wariantu światło – tkanki*. Politechnika Poznańska.
- [9] Augustyn J.: *Projektowanie systemów wbudowanych na przykładzie rodziny SAM7S z rdzeniem ARM7TDMI*. Wydawnictwo IGSMiE PAN, Kraków, 2007.
- [10] Szkulmowski Z.: *Monitorowanie oddychania*. Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu, Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Katedra i Klinika Anestezjologii i Intensywnej Terapii.
- [11] Papierz K., Skubis Ł.: *Monitorowanie nieinwazyjne – pulsoksymetr*. Zeszyty Studenckiego Towarzystwa Naukowego Nr 13, Kraków, 2007.
- [12] Papierz K., Skubis Ł.: *Pomiar natlenienia krwi tętnicznej*. Zeszyty Studenckiego Towarzystwa Naukowego Nr 15, Kraków, 2008.

Wpłynęło: 17.02.2010

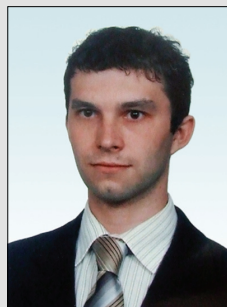
Konrad PAPIERZ



Urodził się 30 września 1985 roku w Krakowie. W roku 2009 ukończył studia na wydziale Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej, kierunku Elektrotechnika, specjalność Automatyka i Metrologia. Aktualnie jest doktorantem tego wydziału. Zainteresowania naukowe dotyczą metrologii, konstruowania przyrządów pomiarowych opartych na mikrokontrolerach oraz cyfrowego przetwarzania sygnałów.

e-mail: konrad.papierz@gmail.wm

Łukasz SKUBIS



Urodził się 27 sierpnia 1984 roku w Olkuszu. W latach 2004–2009 był studentem Akademii Górniczo-Hutniczej na wydziale Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki, gdzie ukończył kierunek Elektrotechnika, specjalność Automatyka i Metrologia. Obecnie pracuje w firmie ArcelorMittal Poland na stanowisku Specjalista Elektryk.

e-mail: lukasz.skubis@ymail.com