

# Dokumentacja techniczna

## **Pulsoksymetr optyczny**



Autorzy:  
Mateusz Mróz  
Filip Imiela

Prowadzący:  
inż. mag. Jan Macheta

Kraków, czerwiec 2022

## Spis treści

1.	Wstęp .....	3
1.1.	Dlaczego zdecydowano się na pomiar pulsu oraz saturacji? .....	3
1.2.	Założenia projektowe: .....	3
1.3.	Podział obowiązków .....	3
1.4.	Sposób pomiaru.....	3
2.	Schemat blokowy .....	5
3.	Schemat i wybór komponentów .....	5
3.1.	Stabilizator liniowy .....	5
3.2.	Czujnik tętna i natlenienia krwi .....	6
3.3.	Tranzystory i diody LED .....	6
3.4.	Złącza .....	9
4.	Pobór prądu.....	9
5.	Płyta PCB.....	9
6.	Montaż .....	10
7.	Oprogramowanie .....	11
8.	Wnioski .....	13

## 1. Wstęp

### 1.1. Dlaczego zdecydowano się na pomiar pulsu oraz saturacji?

Pomiar tętna jest kluczowy podczas określania sprawności sercowo – naczyniowej oraz ryzyka chorób układu krwionośnego. Dodatkowo, dzięki regularnemu badaniu częstotliwości ruchu naczyń krwionośnych można określić poziom wytrenowania organizmu. U osób o wyższej kondycji fizycznej liczba uderzeń serca na minutę jest mniejsza. Pomimo tego, że pomiar pulsu na tętnicy jest preferowany przez medyków podczas oceny sił vitalnych potencjalnego zmarłego, w momencie rutynowego badania wygodniej jest skorzystać z pulsometru. Pozwala on na szybszy, wygodniejszy oraz dokładniejszy pomiar bez konieczności nadmiernego angażowania pacjenta. Z powodu charakteru pomiaru tętna, wiele czujników dostępnych na rynku umożliwia również pomiar saturacji. Ważnym czynnikiem, który przyczynił się do stworzenia płyty z czujnikiem natlenienia jest COVID-19. Możliwe uszkodzenie płuc, wywołane poprzez zarażenie koronawirusem powoduje znaczny spadek nasycenia krwi tlenem (poniżej 90%, przy normalnym poziomie 95 % - 100 %). W konsekwencji prowadzi to do trudności w oddychaniu, dlatego podczas pandemii koronawirusa wskazane jest regularne badanie poziomu saturacji. Pomimo tego, że rządowy program „Domowa Opieka Medyczna” objął wszystkich pacjentów powyżej 55 lat zdiagnozowanych na COVID-19, w którym dostarczył nieodpłatnie pulsoksymetry, osoby chcące cyklicznie obserwować swój poziom nasycenia krwi tlenem muszą wyposażyć się samodzielnie w tego typu urządzenie, dlatego autorzy postanowili zaprojektować płytę umożliwiającą pomiar zarówno tętna jak i również saturacji.

### 1.2. Założenia projektowe:

- Płyta z sensorem wykorzystująca standard *mikroBUS*, kompatybilna z modułem SLUT (*Sensor Link Utility Tool*)
- Zasilanie układu z napięcia +3,3 V
- Pomiar saturacji oraz pulsu metodą optyczną odbiciową
- Komunikacja z zewnętrznym mikrokontrolerem za pomocą standardu I<sup>2</sup>C
- Wysyłanie danych pobranych z sensora poprzez UART
- Wyświetlanie pletysmografu
- Przejrzysty schemat projektowanego układu

### 1.3. Podział obowiązków

Mateusz Mróz - oprogramowanie

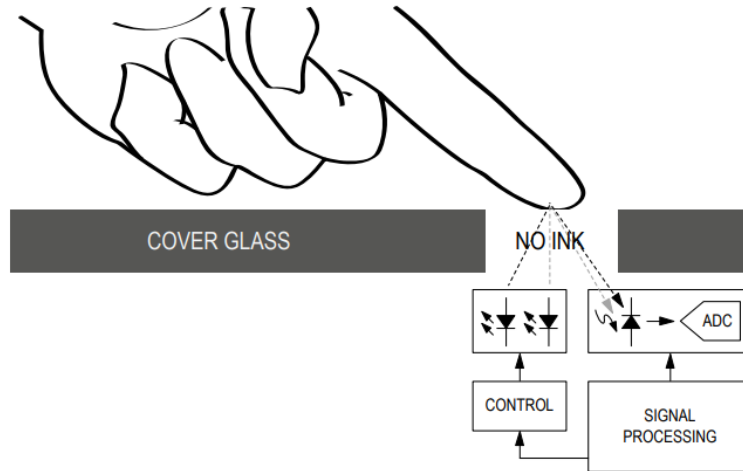
Filip Imiela – projekt płyty oraz montaż

### 1.4. Sposób pomiaru

Najpopularniejsze optyczne czujniki saturacji oraz tętna opierają się na dwóch metodach - odbiciowej oraz transmisyjnej. W projekcie postanowiono skorzystać z czujnika wykorzystującego odbite światło, generowane przez diodę LED. Jest to wygodniejsze

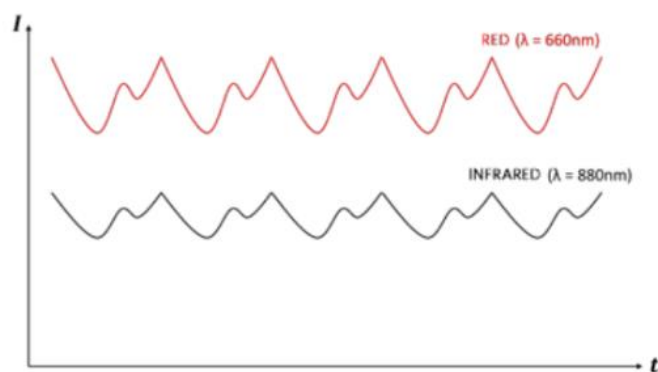
rozwiązanie, ponieważ w tym przypadku nie ma elementu otaczającego opuszek palca, który jest konieczny przy pulsoksymetrach opartych o metodę transmisyjną.

Metodę pomiaru przedstawia rys. 1, zaczerpnięty z noty katalogowej wybranego zintegrowanego czujnika MAX30100.



Rys. 1 Metoda pomiaru z wykorzystaniem odbiciowego czujnika optycznego MAX30100  
(<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>)

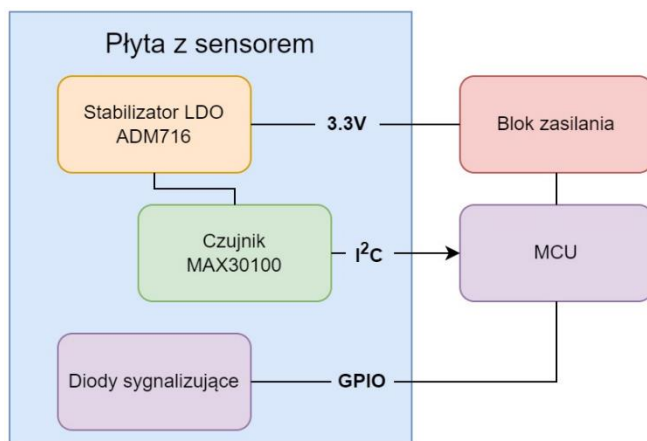
Dwie diody LED generują światło, które następnie trafia na opuszek palca. Pulsująca krew absorbuje i moduluje część promieni, a w konsekwencji na fotodiodzie powstaje fotoprąd, który jest konwertowany na postać cyfrową. Wynikiem takiego pomiaru jest pletysmograf przedstawiony na rys. 2. Aby móc uzyskać informację o natlenieniu krwi, konieczne jest wykorzystanie przynajmniej dwóch diod LED, ponieważ tkanki w odmienny sposób absorbują różne długości fali. Wartości składowych zmiennych oraz składowych stałych sygnałów przedstawionych na rys. 2 pozwalają obliczyć stopień natlenienia krwi, natomiast częstotliwość któregośkolwiek przebiegu niesie informację o ilości uderzeń serca na minutę.



Rys. 2 Pletysmograf uzyskany z wykorzystaniem dwóch diod LED - czerwonej i podczerwonej  
(<https://www.maximintegrated.com/en/design/technical-documents/app-notes/6/6845.html>)

## 2. Schemat blokowy

Na rys. 3 przedstawiono schemat blokowy zaprojektowanego układu. NUCLEO-L476RG zaopatrzona płytę w zasilanie 3,3 V, które zamieniane jest na 1,8 V poprzez stabilizator liniowy. Czujnik komunikuje się z mikrokontrolerem poprzez magistralę I<sup>2</sup>C. Diody LED służą do informowania pacjenta, w jakim stanie pomiaru znajduje się czujnik.



Rys. 3 Schemat blokowy zaprojektowanego układu

## 3. Schemat i wybór komponentów

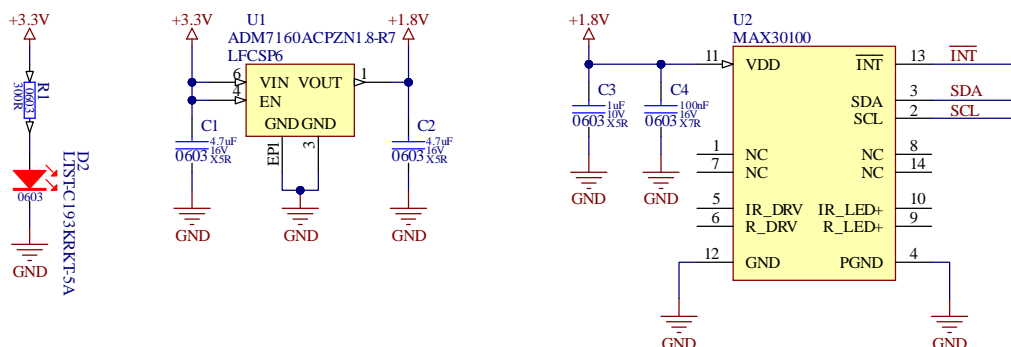
Z powodów ograniczenia dostaw komponentów elektronicznych, w niektórych przypadkach decydującym czynnikiem wyboru elementów na płytę PCB oraz samego czujnika optycznego była dostępność wśród renomowanych dostawców, takich jak *Mouser*, *TME* czy *Digi-Key*.

### 3.1. Stabilizator liniowy

Zdecydowano się na wybór stabilizatora ADM7160ACPZN1.8-R2, który na wyjściu zapewnia stałe napięcie +1,8 V służące zasilaniu czujnika. Zakres napięć wejściowych to (+2,2 V, +5,5 V), co pozwala na skorzystanie z obu wartości dostarczanych przez złącza modułu SLUT (+3,3 V; +5,0 V). W celu minimalizacji strat, w projekcie zdecydowano się na skorzystanie z zasilania +3,3 V. Stabilizator o wydajności prądowej 200 mA zdecydowanie wystarcza na potrzeby płyty. Dodatkowym atutem jest niewielka obudowa, dzięki której możliwe jest efektywne wykorzystanie przestrzeni dostępnej na pojedynczym slocie modułu SLUT. Zgodnie z zaleceniami producenta, dodane zostały ceramiczne kondensatory o wartościach 4,7 uF na wejściu oraz wyjściu stabilizatora.

### 3.2. Czujnik tętna i natlenienia krwi

Tak jak wspomniano, jako sensor wybrano zintegrowany MAX30100, który pozwala na pomiar zarówno tętna jak i również saturacji. Wykorzystuje czerwoną oraz podczerwoną diodę LED do badania poziomu absorpcji oraz szybkości modulacji światła przez płynącą krew. Pomiar konwertowany jest na postać cyfrową za pomocą przetwornika ADC o konfigurowalnej rozdzielczości. Minimalna wartość 10 bitów na kanał jest wystarczająca dla podstawowego zastosowania zaproponowanego w projekcie. Dodatkowo, możliwa jest konfiguracja prądu diod, co może okazać się kluczowe w rozwiązaniach *low-power*. Wybrany czujnik wyposażony jest w wbudowany sensor temperatury. Poprawna interpretacja pomiarów do obliczenia poziomu natlenienia krwi wymaga konkretnie ustalonej długości fali czerwonej diody. Jako, że zależy ona silnie od temperatury, dane z czujnika mogą pozwolić na kompensację błędu związanego ze zmianą generowanego światła. Między linią zasilania a masą układu zostały dodane kondensatory odsprężające o typowych wartościach 1 uF oraz 100 nF. Z sensora wyprowadzono linie SDA oraz SCL do komunikacji z mikrokontrolerem na płycie Nucleo oraz pin INT – przerwanie aktywne zboczem opadającym. Ponieważ wyjścia układu dla tych pinów są z rodzaju otwarty dren, dodano niezbędne rezystory podciągające do linii zasilania. Producent zaleca, aby ich wartość była większa od 4,7 kΩ, zdecydowano się więc na zastosowanie wartości 10 kΩ. Dla wykorzystywanej prędkości komunikacji wynoszącej 400 kHz, taka wartość rezystorów podciągających nie stanowi problemu, a ponadto pozwala na zmniejszenie zużycia energii.

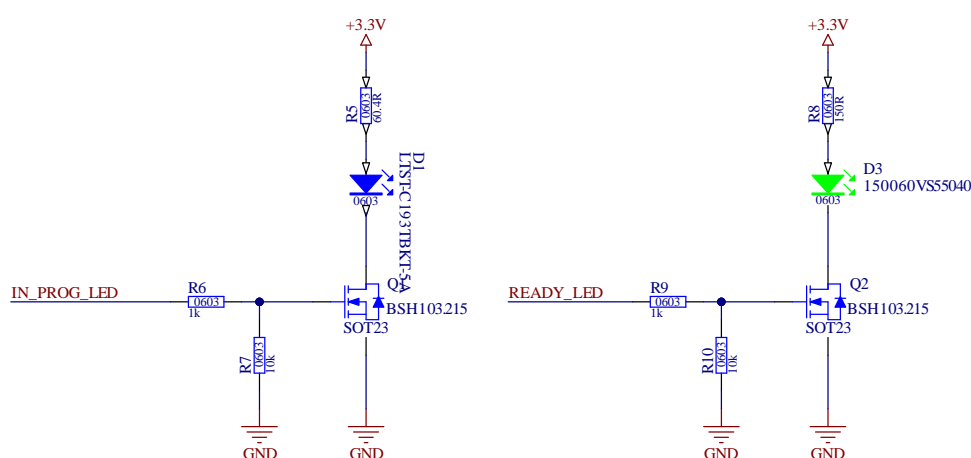


Rys. 4 Dioda LED, stabilizator liniowy ADM7160 oraz czujnik optyczny MAX30100

### 3.3. Tranzystory i diody LED

Diody informacyjne nie zostały podłączone bezpośrednio pod piny GPIO mikrokontrolera. Dodanie tranzystorów działających w zaproponowanej konfiguracji jako klucze pozwala na ograniczenie prądu pobieranego z samego MCU, które ma ograniczoną sumaryczną wydajność prądową GPIO (100 mA dla STM32L476RG). Z powodu możliwego obciążenia płyty SLUT dodatkowymi sensorami/układami, autorzy pracy postanowili zaproponować to rozwiązanie. Wybrane tranzystory to popularne BSH103, o napięciu progowym  $V_{Gsth} = 0,4 \text{ V}$  oraz maksymalnym  $V_{DS} = 30 \text{ V}$ . Rezystor połączony szeregowo z bramką ma za zadanie ograniczenie prądu ładowania pojemności złączowych tranzystora i ochronę portów mikrokontrolera. Rezystor łączący bramkę tranzystora z jego źródłem

zapewnienia stan zatkania tranzystora, gdy bramka nie jest sterowana oraz stanowi ścieżkę prądową rozładowującą pojemność złącza tranzystora.



Rys. 5 Klucze tranzystorowe

Wybrano niebieską oraz zieloną diody LED tak, by odróżniały się od czerwonej diody informującej o doprowadzeniu zasilania do układu. Na podstawie not katalogowych wybranych diod obliczono wartości rezystorów dołączonych do linii zasilania. W celu wyznaczenia rezystancji skorzystano ze wzoru:

$$R = \frac{V_{cc} - V_f}{I_f}$$

Pożądany prąd określono na ok. 5 mA, co przekłada się na 1/5 maksymalnego zakresu natężenia światła.

a) Niebieska

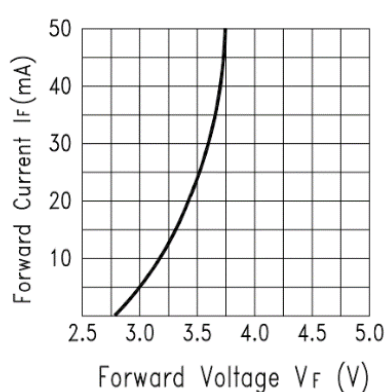


Fig.2 Forward Current vs. Forward Voltage

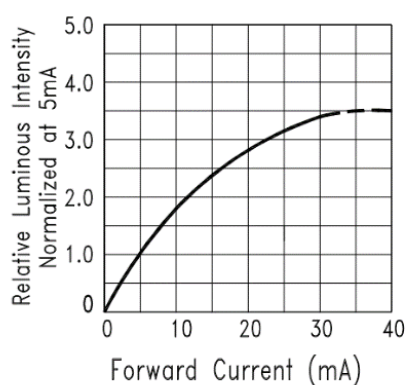
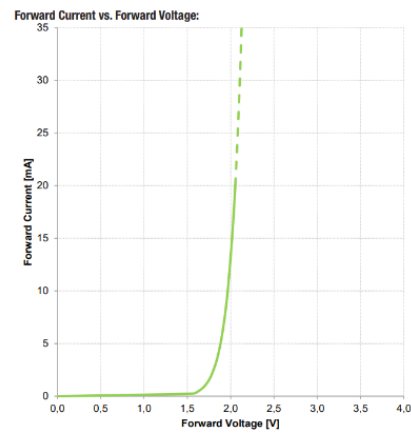
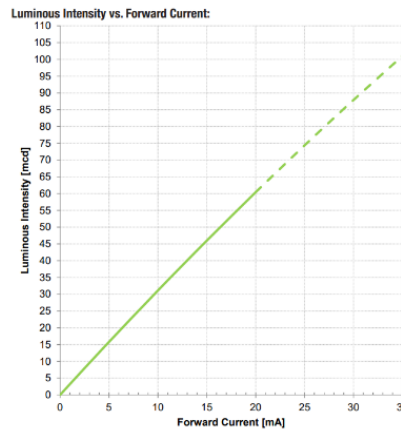


Fig.4 Relative Luminous Intensity vs. Forward Current

$$\frac{3,3 - 3}{5 \cdot 10^{-3}} = 60 \Omega = R5$$

b) Zielona



$$\frac{3,3 - 2}{8 \cdot 10^{-3}} = 162,5 \, \Omega \approx 150 \, \Omega = R8$$

c) Czerwona

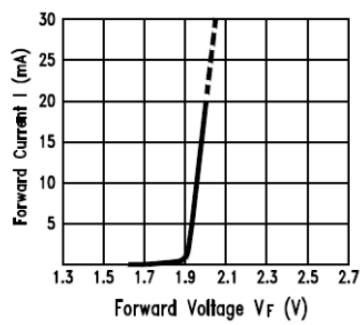


Fig.2 Forward Current vs. Forward Voltage

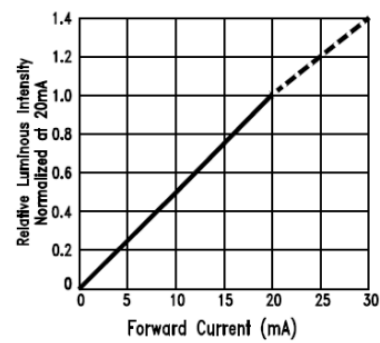


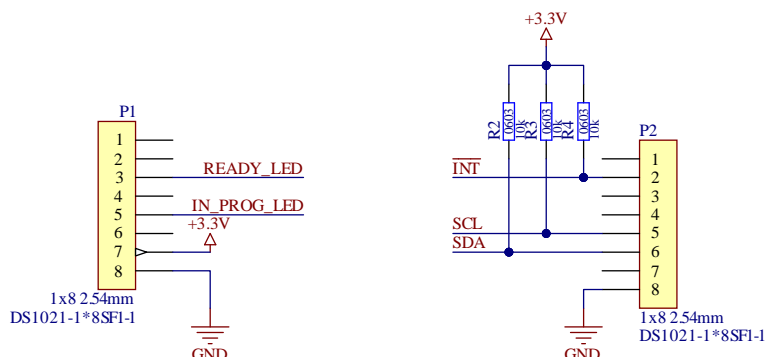
Fig.4 Relative Luminous Intensity vs. Forward Current

$$\frac{3,3 - 1,95}{5 \cdot 10^{-3}} = 270 \approx 300 \, \Omega = R1$$



### 3.4. Złącza

W celu wykorzystania płyty na module SLUT, zastosowano męskie złącza typu goldpin o rastrze 2,54 mm. Sygnały oraz zasilanie podłączono zgodnie ze standardem *microBUS*.



Rys. 6 Złącza kompatybilne ze standardem mikrobus

## 4. Pobór prądu

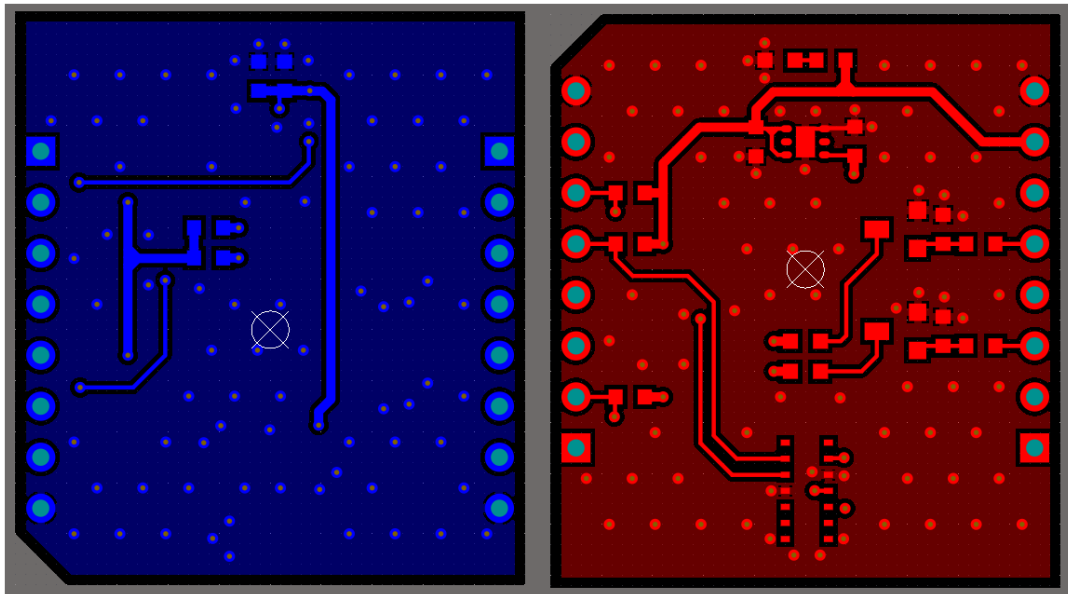
Komponent	Ilość	Pobór prądu [mA]
Czerwona dioda LED	1	5
Niebieska dioda LED	1	5
Zielona dioda LED	1	8
Czujnik MAX30100 (13bit, 50Sps)	1	1.2
Prądy diod MAX30100	2	(4 – 50)
Rezystory podciągające	3	0,3
SUMA		(28 - 120)

## 5. Płyta PCB

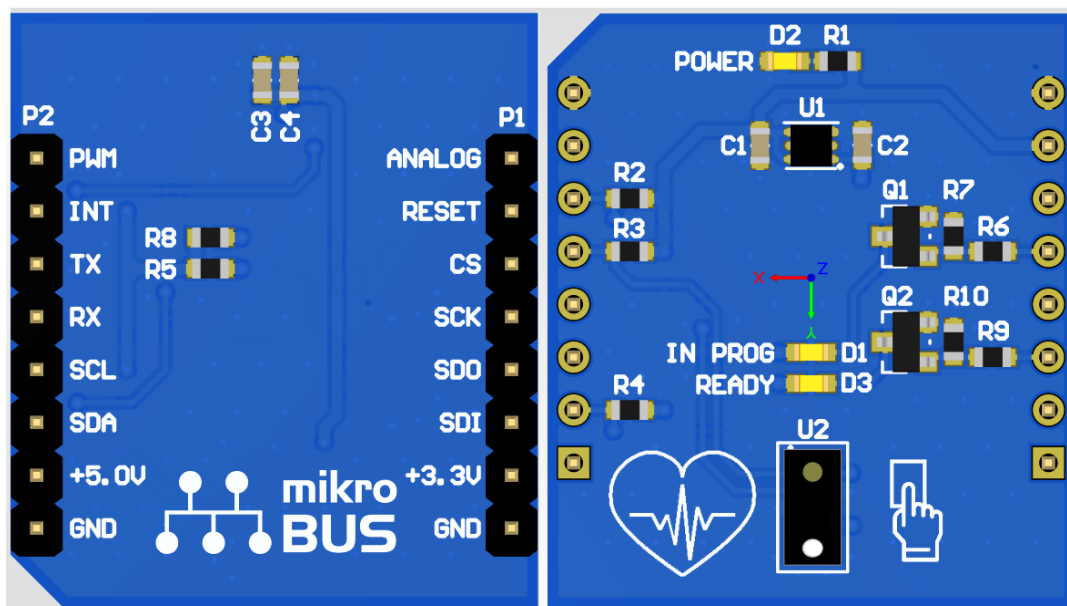
Została zaprojektowana 2 warstwowa płyta drukowana zgodnie ze specyfikacją firmy *JLCPCB*, u której wykonywano produkcję. Znaczna większość komponentów znalazła się na górnej warstwie płyty. Wyjątkiem są kondensatory odprężające do czujnika *MAX30100*. Powinny one znajdować się jak najbliżej sensora, więc z uwagi na możliwe problemy z ESD umieszczono je na dolnej stronie. W celu przejrzystości opisu diod, na dolnej warstwie położono również rezystory ustalające prąd LED.

Podczas projektowania zadbano o stosowny opis komponentów oraz informacje ułatwiające obsługę płyty czujnika takie jak: podpis sygnałów na dolnej warstwie zgodnie ze standardem *microBUS*, podpis diod, zaznaczenie miejsca znajdowania się czujnika.

Rozmiar płyty 25,4 x 28,6 mm.



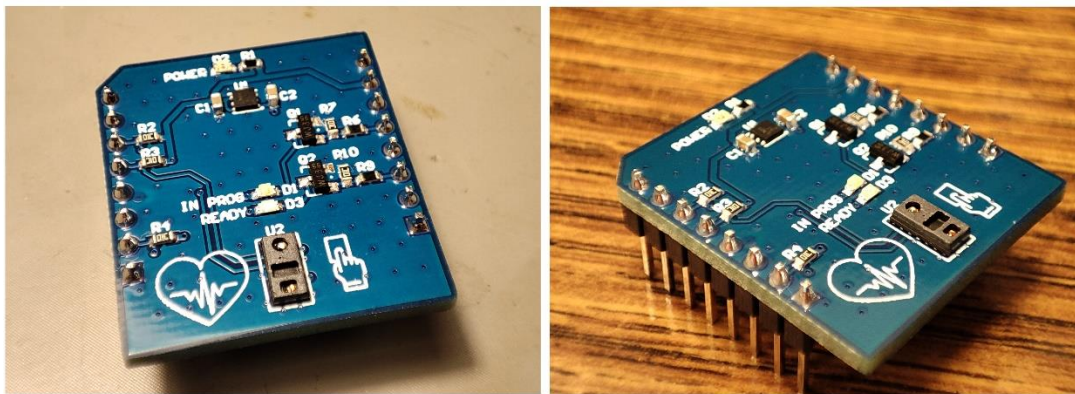
Rys. 7 Dolna oraz górna warstwa layoutu płyty z sensorem



Rys. 8 Widok 3D płyty z sensorem, od dołu oraz od góry

## 6. Montaż

Przy montażu zauważono, że choć pola lutownicze na pady czujnika *MAX30100* są wystarczających rozmiarów, ręczne lutowanie płyty byłoby znacznie utrudnione, dlatego podczas projektowania drugiej wersji płyty należałoby je powiększyć. Dodatkowo, przy uruchamianiu sensora pomocne byłyby punkty testowe do badania: napięcia przed oraz za stabilizatorem, zasilania sensora.



Rys. 9 Zdjęcia zmontowanej płyty z sensorem

Podczas wstępnych prób uruchomienia płyty zdano sobie sprawę, że nie podłączono zasilania do pinu sensora, odpowiedzialnego za doprowadzenie zasilania do zintegrowanych diod, dlatego konieczne było ich zewnętrzne podłączenie do +3,3 V, co pozwoliło na wykonanie testów układu.

## 7. Oprogramowanie

Program testujący działanie wykonanego układu został napisany w języku C, z wykorzystaniem biblioteki HAL, udostępnioną przez firmę ST. Przygotowano bibliotekę umożliwiającą obsługę komunikacji z czujnikiem. Jej API składa się z kilku funkcji:

- *Max30100\_Init()* - funkcja inicjalizująca, sprawdza czy sensor odpowiada na próbę odczytania jego ID, a następnie resetuje go i ustawia konfigurację początkową.
- *Max30100\_Reset()* - funkcja reset, wysyła żądanie resetu i czeka na jego wykonanie.
- *Max30100\_WaitForSensorStartup()* - funkcja czekająca na rozpoczęcie działania sensora.
- *Max30100\_Write, Max30100\_Read()* - funkcje służące do zapisu i odczytu rejestrów sensora.
- *Max30100\_ReadSample()* - funkcja służąca do odczytu wartości pomiarów.

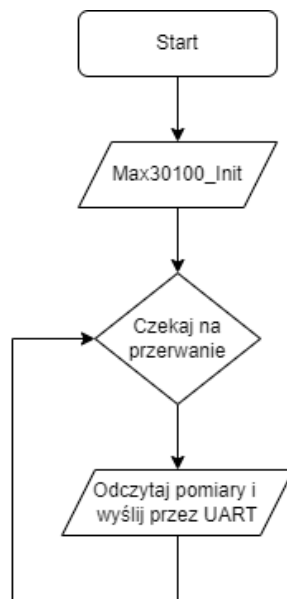
W celu ułatwienia specyfikacji i skatalogowania dostępnych rejestrów, biblioteka zawiera specjalny typ wyliczeniowy.

Do operacji na polach bitowych wewnątrz rejestrów przygotowano odpowiednie makra, na styl biblioteki CMSIS.

Skonfigurowano kontroler standardu komunikacji I2C zgodnie z wytycznymi zawartymi w karcie katalogowej czujnika - wykorzystywana jest prędkość transmisji 400 kHz. Dla wejścia INT przygotowano przerwanie oraz obsłużono porty wyjściowe GPIO do sterowania diodami LED. Doświadczalnie dobrano poziom sygnału odbieranego przez fotodiodę, tak by można było włączać diodę IN\_PROG informującą o rozpoczęciu pomiaru, w momencie położenia palca na sensor.

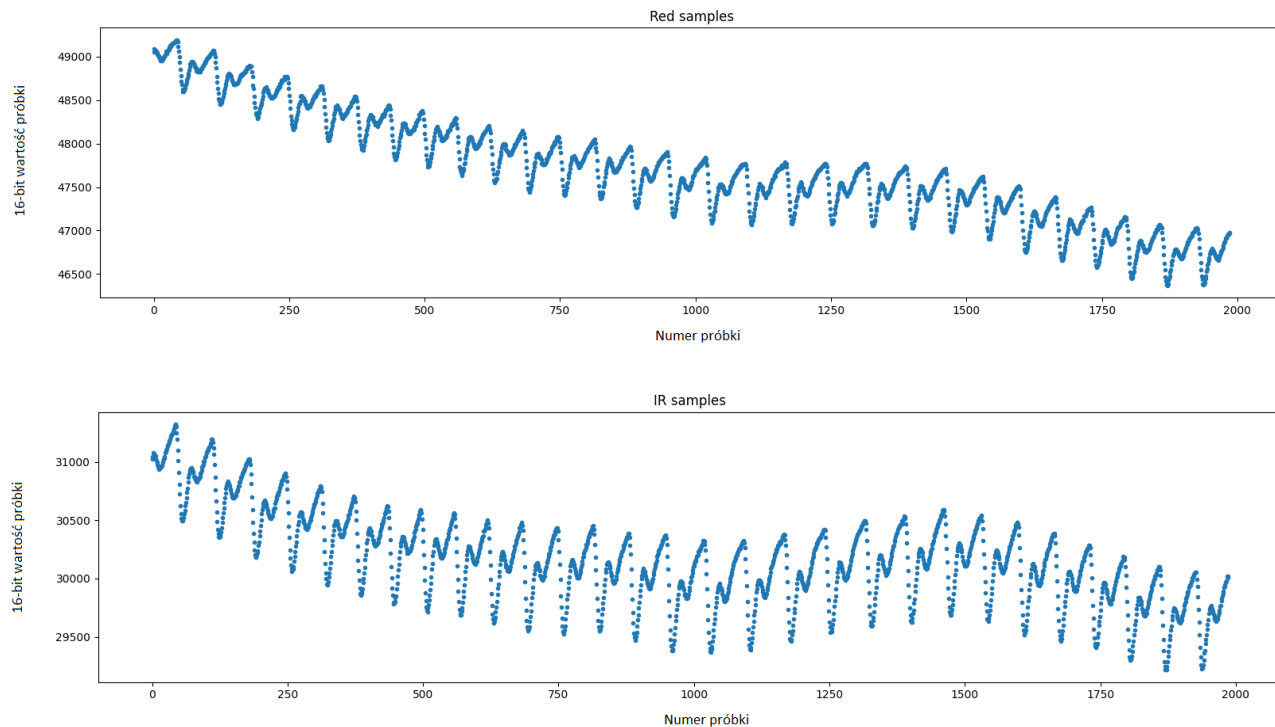
W celu komunikacji z komputerem wykorzystywany jest protokół UART.

Schemat działania przykładowego kodu został przedstawiony poniżej:



Rys. 10 Schemat blokowy programu testującego płytę z sensorem

Przygotowano także krótki skrypt napisany w języku *Python* umożliwiający odczytanie danych wysyłanych przez mikrokontroler, dokonanie ich konwersji i wyświetlenie wyników. Poniżej przedstawiono uzyskane przykładowe wartości pomiarów. Sensor wykonywał 16 bitowe pomiary napięcia na fotodiodach z okresem 100 próbek na sekundę. Okno czasowe zbierania pomiarów wynosiło 20 s.



Rys. 11 Przykładowa prezentacja danych odczytanych z sensora (pletysmograf)

## 8. Wnioski

Założenia projektowe zostały spełnione, zaprojektowana płytką PCB umożliwia komunikację z czujnikiem MAX30100 za pomocą protokołu I2C. Mikrokontroler sterujący jest również w stanie komunikować stan pracy za pomocą diod LED. Udało się także za pomocą protokołu UART odczytać wykonane pomiary na zewnętrznym komputerze, a następnie wyświetlić je (Rys. 11). Na podstawie opisanych w punkcie wyżej parametrów pomiaru, łatwo określić, że tętno badanej osoby wynosi ok. 96 uderzeń/min. Jak już wspomniano, wyznaczanie saturacji nie jest problemem trywialnym i wymaga ono znalezienia dodatkowych stałych kalibracyjnych (<https://www.maximintegrated.com/en/design/technical-documents/app-notes/6/6845.html>), dla tego na podstawie zebranych pomiarów, nie da się jednoznacznie określić poziomu natlenienia krwi.