

POMIAR NATLENIEŃ KRWI

Autor: **inż. Mateusz Drąg**

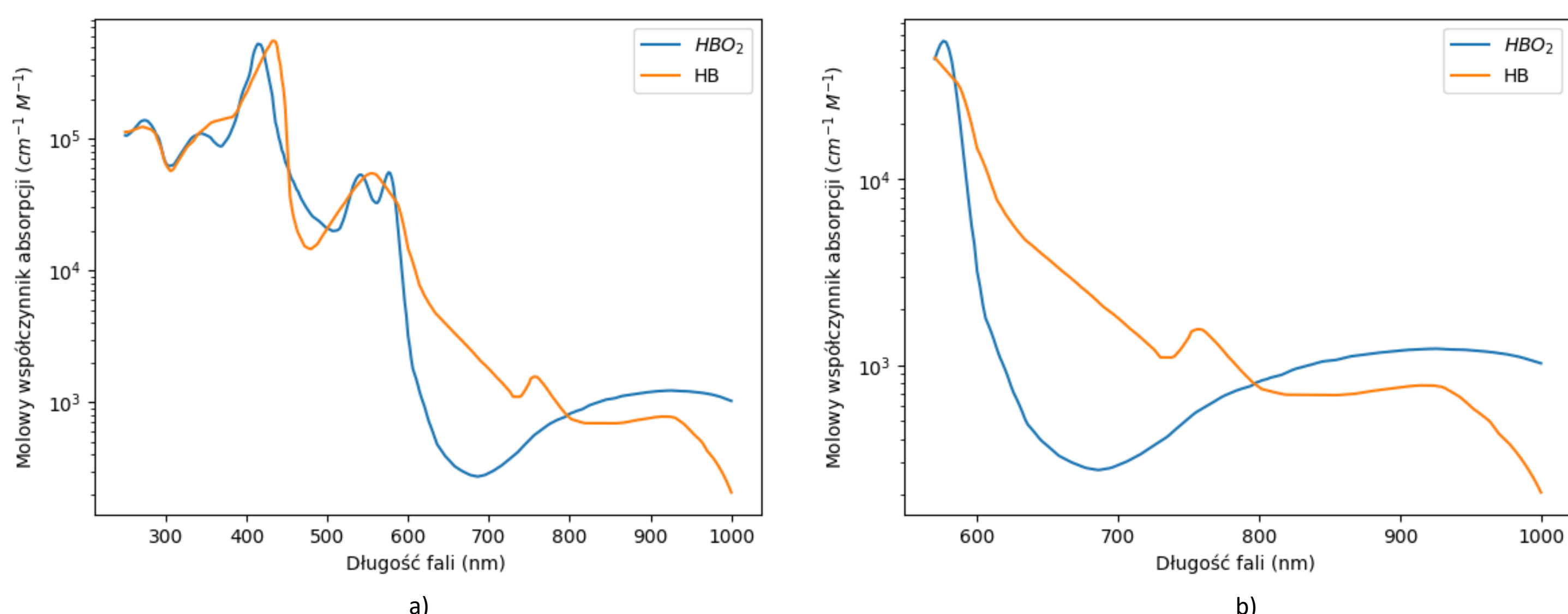
Kierunek studiów: **Inżynieria w medycynie, st. II-go stopnia**

Promotor: **dr Leszek Pyziak**

Rok akademicki: **2022/2023**

Wprowadzenie

Pulsoksymetria jest jedną z najczęściej stosowanych metod monitorowania funkcji układu oddechowego i krążenia. Polega na pomiarze saturacji tlenu we krwi (SpO_2). Według wielu jest ona uznawana za piąty parametr życiowy. Pulsoksymetria jest metodą pomiaru nasycenia krwi tętnicznej tlenem, opartą na właściwościach absorpcji światła przez krew. Podczas łączenia się z tlenem, deoksyhemoglobina (Hb) zmienia swoje właściwości absorpcji światła, co wykorzystuje pulsoksymetria porównując absorpcję światła między utlenioną hemoglobina (HbO_2) a Hb. Ponieważ HbO_2 pochłania mniej światła czerwonego (o długości fali 660 nm) i więcej światła podczerwonego (o długości fali 940 nm) niż Hb co prezentuje rysunek 1 oraz porównując wykres 1a i 1b można zaobserwować, że w zakresie światła czerwonego i podczerwonego krzywe molowego współczynnika absorpcji dla krwi natlenowanej i nienatlenowanej stwarzają najlepsze warunki do obserwacji różnicy absorpcji.



Rys. 1. Wykres przedstawiający stosunek molowego współczynnika absorpcji (miary siły pochłaniania światła przez substancję) do długości fali dla krwi natlenowanej (HbO_2) i nienatlenowanej (HB) a) dla zakresu długości fal 300-1000nm, b) 600-1000 nm.

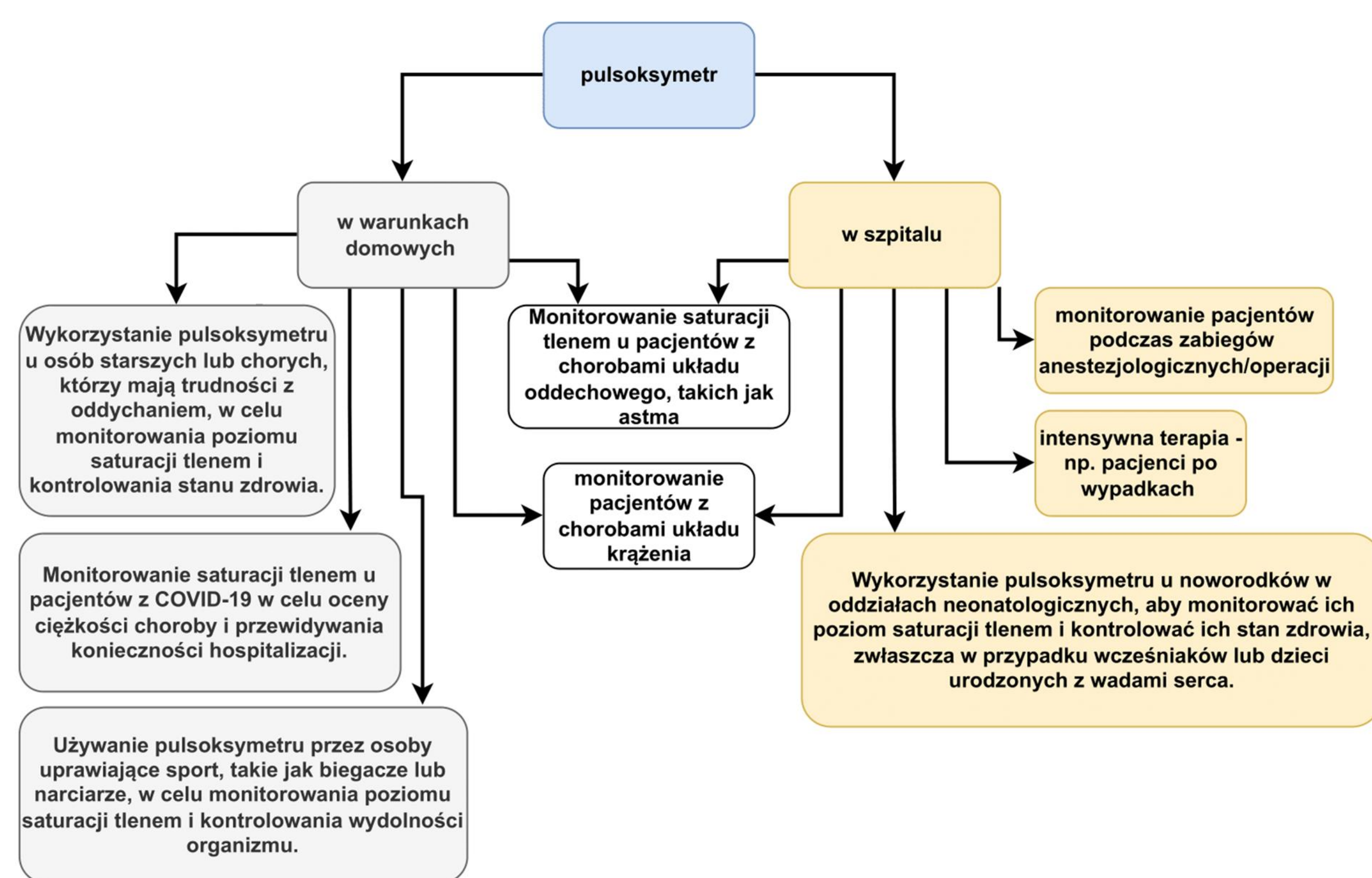
W czasie skurczu objętość krwi tętnicznej wzrasta, a podczas rozkurczu maleje, co wpływa na absorpcję światła. Natomiast objętość krwi w pozostałych elementach takich jak skóra czy tkanki jest stała. Światło przechodzące przez tkanki bez absorpcji dociera do fotodetektora sondy tworząc sygnały o stabilnej, niepulsacyjnej składowej DC oraz pulsacyjnej składowej AC. Odbierane przez mikroprocesor wartości są odpowiednio przeliczane zgodnie ze wzorem:

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (1)$$

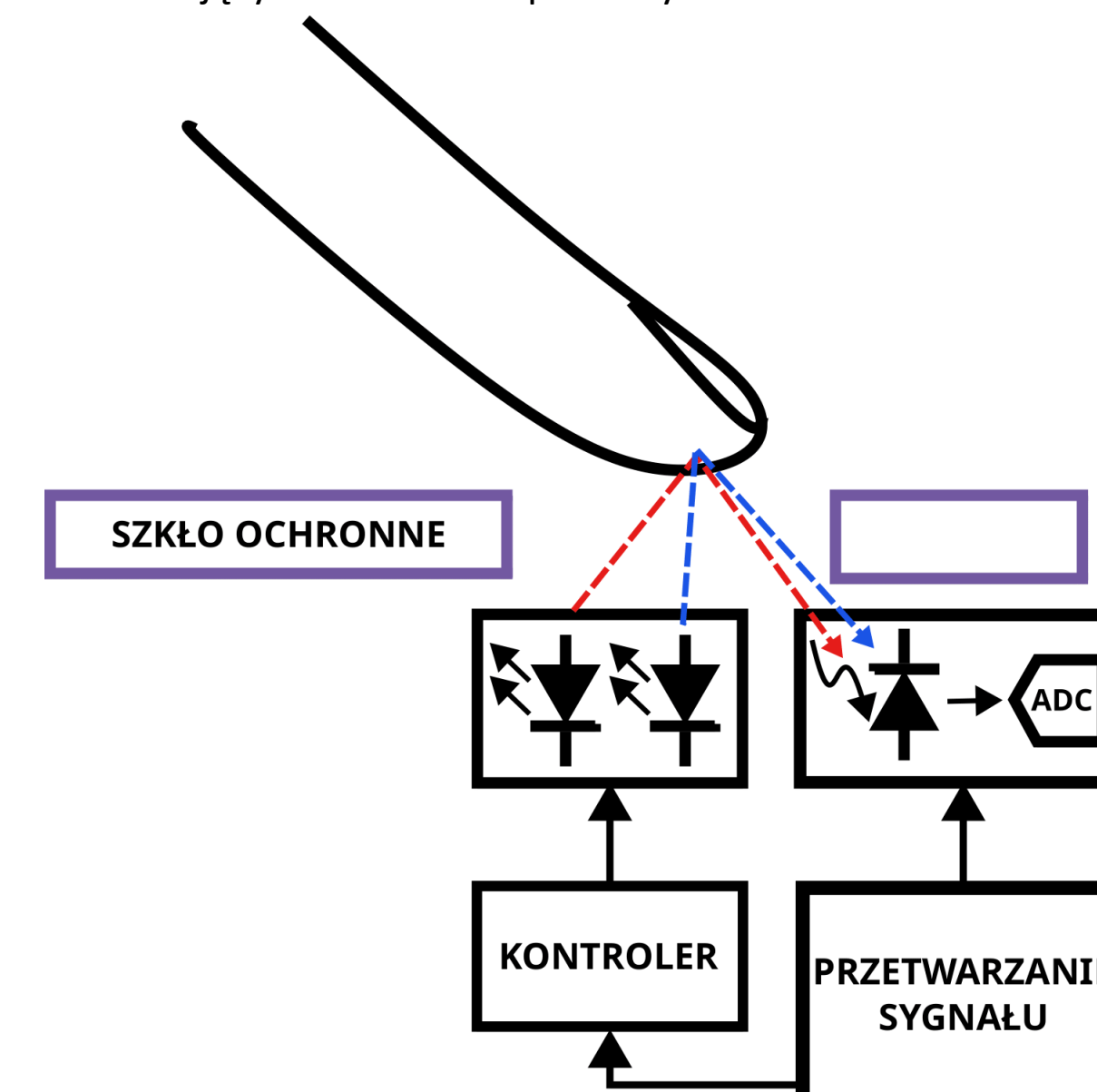
gdzie: AC_R i AC_{IR} to amplitudy prądu przemiennego sygnałów czerwonego (R) oraz podczerwonego (IR), DC_R i DC_{IR} są przesunięciami DC tych sygnałów.

Uzyskana wartość jest dopasowywana do krzywej kalibracji która została opracowana na zdrowych ochotnikach gdzie poziom natlenienia był zmieniany od 100 do 70%. Za całość procesu odpowiada układ przedstawiony na rysunku 3.

Zastosowanie pulsoksymetru



Rys. 2. Schemat przedstawiający zastosowanie pulsoksymetru w warunkach domowych i w szpitalu.



Rys. 3. Schemat blokowy czujnika natlenienia krwi użytego w pracy.

Proces budowy czujnika natlenienia krwi

Budowa czujnika zaczęła się od napisania kodu w środowisku Arduino, który był odpowiedzialny za sterowanie i odczyt danych z czujnika.

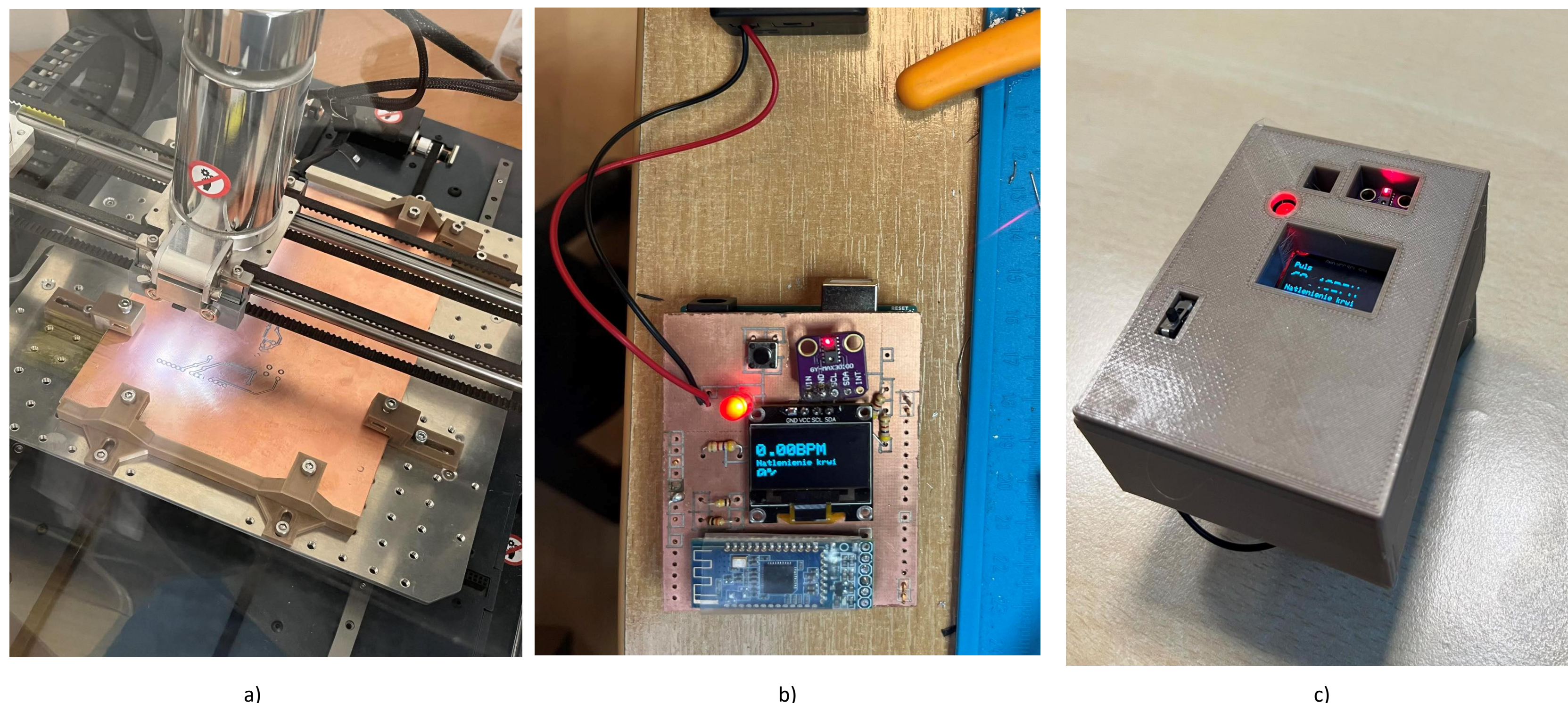
Następnym krokiem było stworzenie płytki drukowanej z odpowiednimi ścieżkami, na której miały zostać umieszczone elementy takie jak czujnik Bluetooth, ekran OLED, czujnik MAX30100, rezystory i bateria 9V. Płytkę tę została opracowana w oprogramowaniu do projektowania PCB (Printed Circuit Board) KiCad. W projekcie uwzględniono układ ścieżek, miejsca na lutowanie komponentów oraz odpowiednie połączenia pomiędzy nimi.

Po zaprojektowaniu płytki drukowanej nastąpił proces jej wytworzenia. Wykorzystano do tego celu urządzenie Zmorph FAB. Na podstawie wygenerowanego G-codu w programie FlatCAM urządzenie to frezowało ścieżki i otwory na komponenty, wycinając je z bloku materiału.

W celu zapewnienia odpowiedniej jakości frezowania zaprojektowano i wydrukowano na drukarce 3D odpowiedni stolik mocujący materiał na płytce (rysunek 4a).

Po wyfrezowaniu płytki drukowanej, przystąpiono do przylutowania komponentów.

Następnie zaprojektowano obudowę dla urządzenia, która została wydrukowana na drukarce 3D. Cały etap pokazano na rysunku 4.



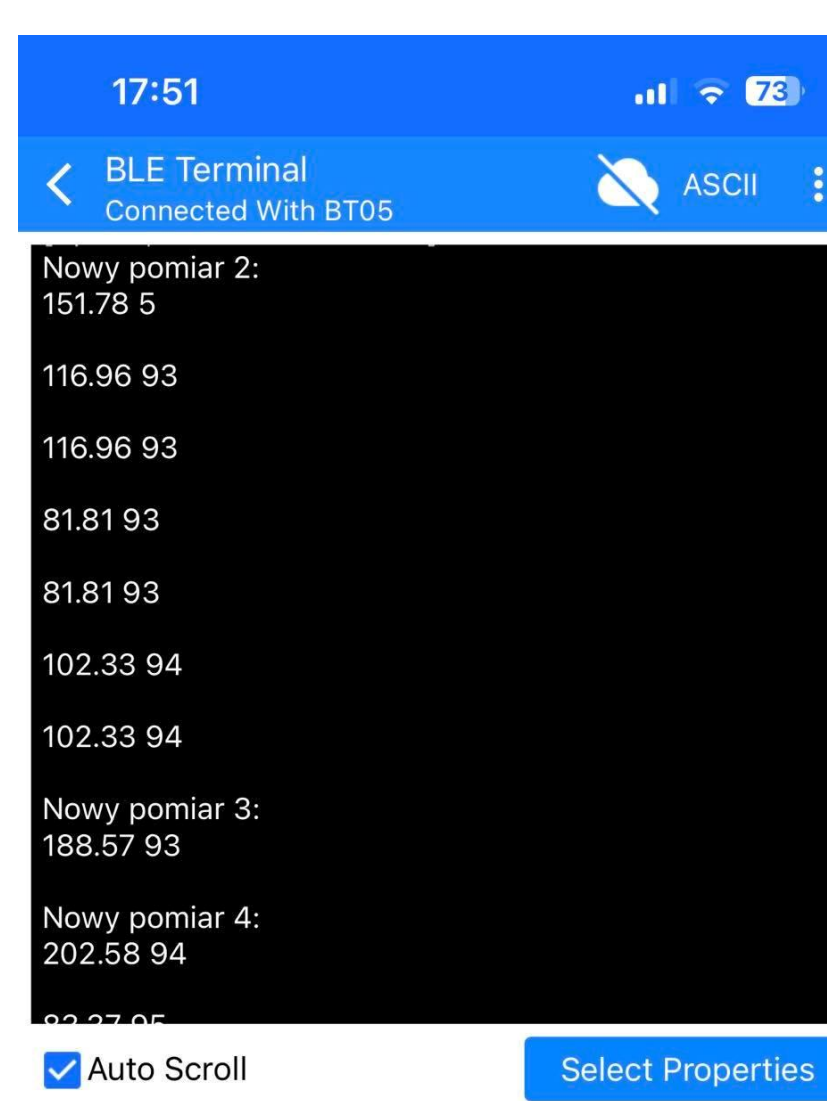
Rys. 4. Etapy budowy urządzenia, a) operacje na urządzeniu Zmorph FAB, b) przylutowane komponenty c) urządzenia w prototypowej obudowie

Podsumowanie

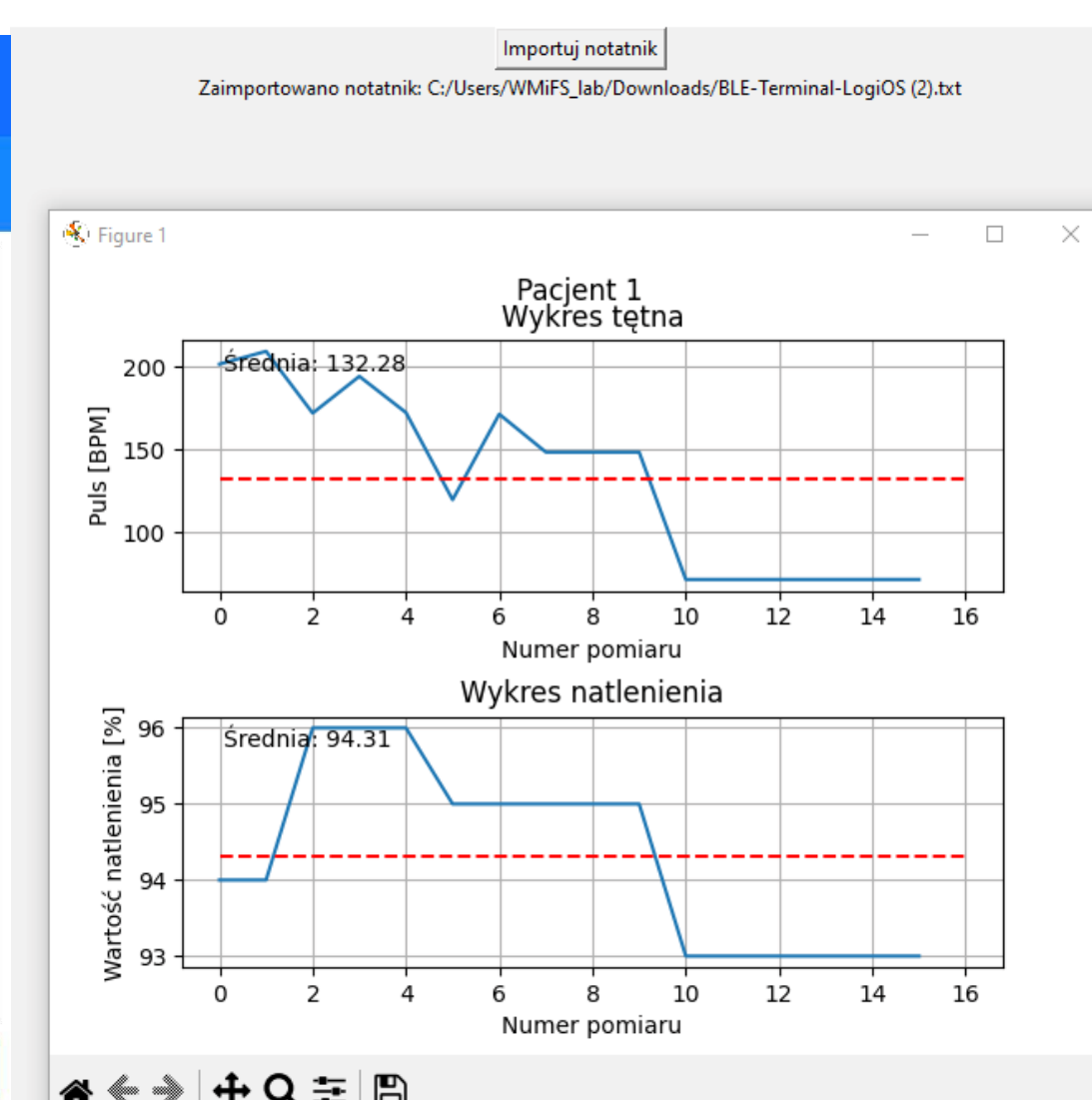
Napisany kod umożliwia odczyt pomiarów czujnika natlenienia i wyświetla je na ekranie OLED. Dodatkowo przy użyciu modułu Bluetooth wyniki są przesyłane do darmowej aplikacji na telefonie. W ramach tego samego kodu Arduino, został również stworzony skrypt umożliwiający numerację pacjentów, co pozwala na identyfikację i przypisanie wyników pomiarów do poszczególnych pacjentów (rysunek 5). Ponadto opracowano aplikację na komputer w języku Python, która umożliwia graficzne wyświetlanie uzyskanych danych dla każdego z pacjentów (rysunek 6). Pozwala ona na czytelne i przejrzyste prezentowanie wyników pomiarów natlenienia dla każdej osoby z osobna, co ułatwia analizę danych i monitorowanie stanu zdrowia pacjentów.

W rezultacie powstał kompletny system składający się z urządzenia pomiarowego, możliwości wyświetlania danych w aplikacji na telefonie oraz aplikacji na komputerze, który umożliwia precyzyjne monitorowanie poziomu natlenienia dla wielu pacjentów jednocześnie oraz prezentację tych danych w sposób intuicyjny i czytelny.

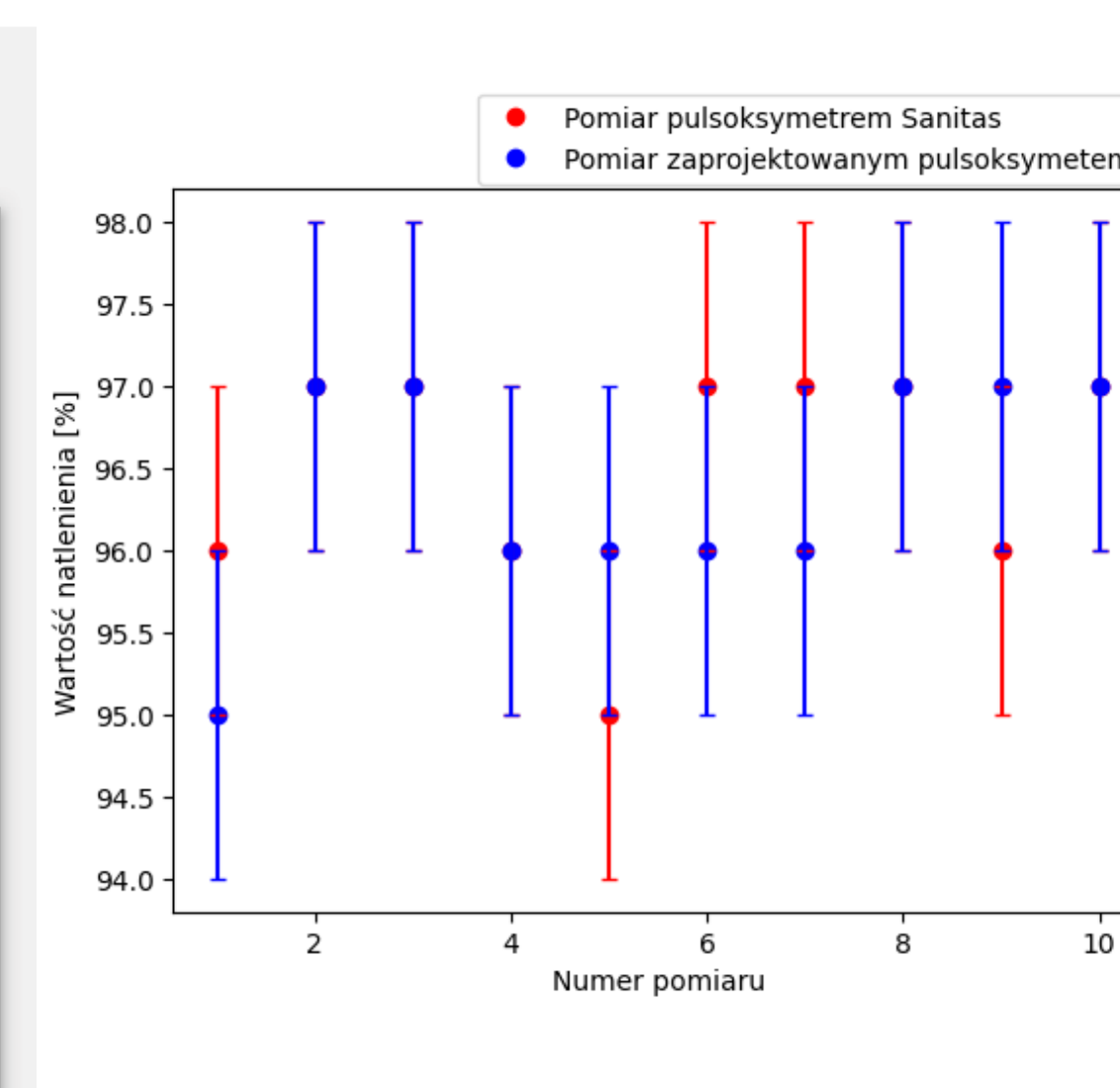
Ostatnim etapem pracy było porównanie uzyskanych wyników z urządzeniem istniejącym na rynku. W tym celu zbadano natlenienie krwi wybranych osób w tym samym czasie na obydwóch urządzeniach. Rysunek 7 przedstawia wykres porównujący uzyskane wyniki dla jednej z badanych osób który obrazuje, że rezultaty mieszczą się w granicach błędów pomiarowych co pozwala przypuszczać, że zaprojektowane urządzenie działa poprawnie.



Rys. 5. Wyświetlanie danych z czujnika przy pomocy darmowej aplikacji na telefon.



Rys. 6. Propozycja aplikacji pozwalającej na graficzną prezentację uzyskanych wyników.



Rys. 7. Wykres porównujący wyniki pomiarowe zaprojektowanego urządzenia z urządzeniem dostępnym na rynku.