

POMIAR NATLENIEŃ KRWI

Autor: **inż. Mateusz Drąg**

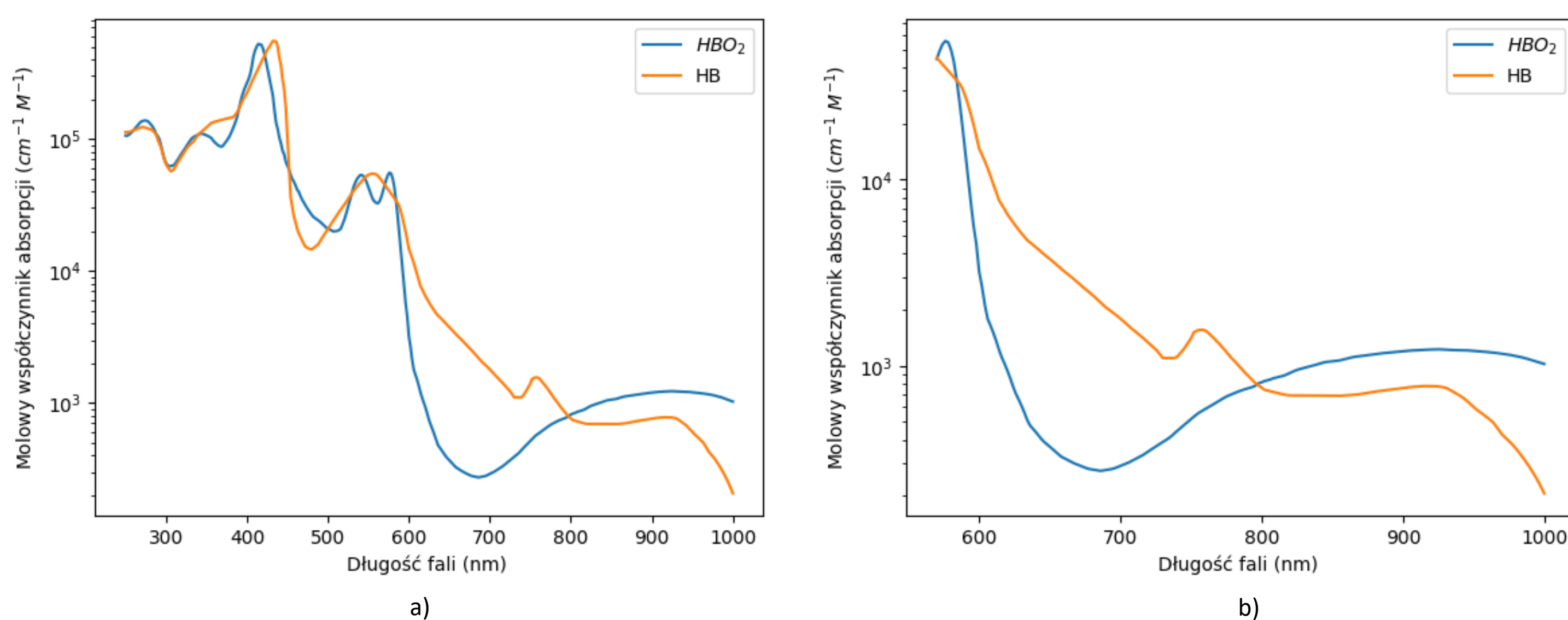
Kierunek studiów: **Inżynieria w medycynie, st. II-go stopnia**

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 hemoglobiną (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.

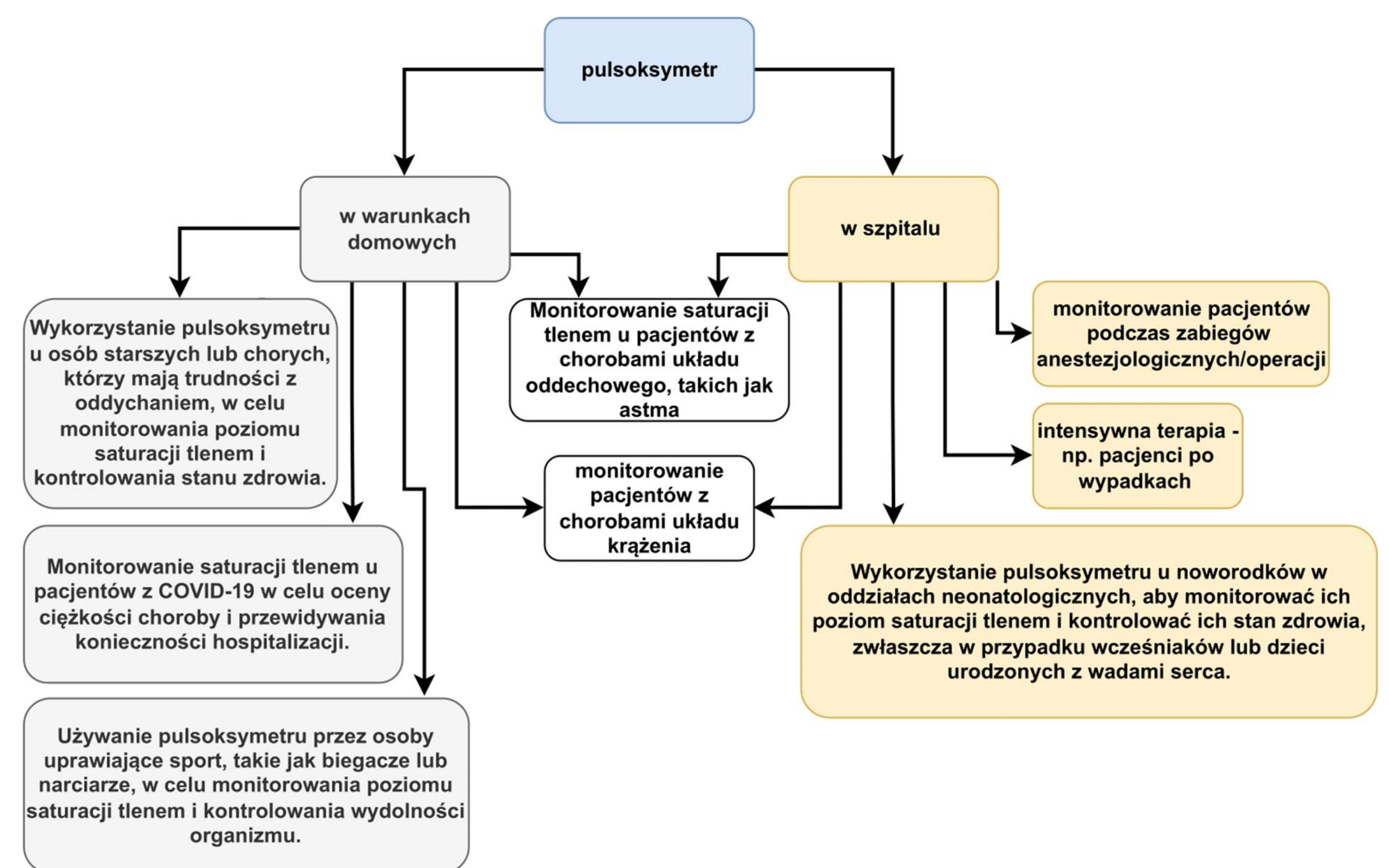
W czasie skurczu objętość krwi tętnicznej wzrasta, a podczas rozkurczu maleje, co wpływa na absorpcję światła. Natomiast objętość krwi w pozostałych elementach takich jak skóra czy tkanki jest stała. Światło przechodzące przez tkanki bez absorpcji dociera do fotodetektora sondy tworząc sygnały o stabilnej,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

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

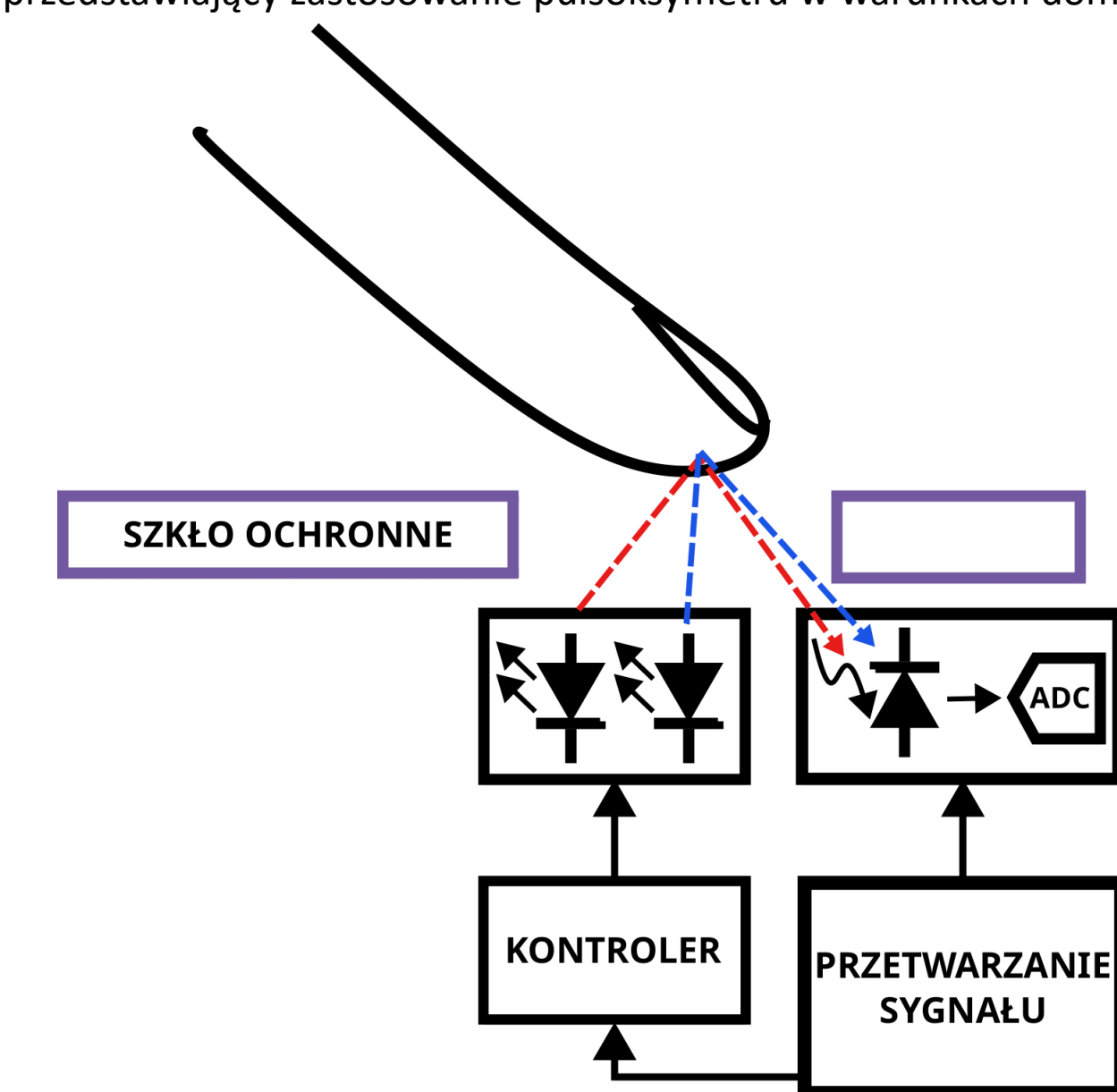
gdzie: AC_R i AC_{IR} to amplitudy prądu przemiennego sygnałów czerwonego (R) oraz podczerwonego (IR), DC_R i DC_{IR} są przesunięciami DC tych sygnałów.

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.

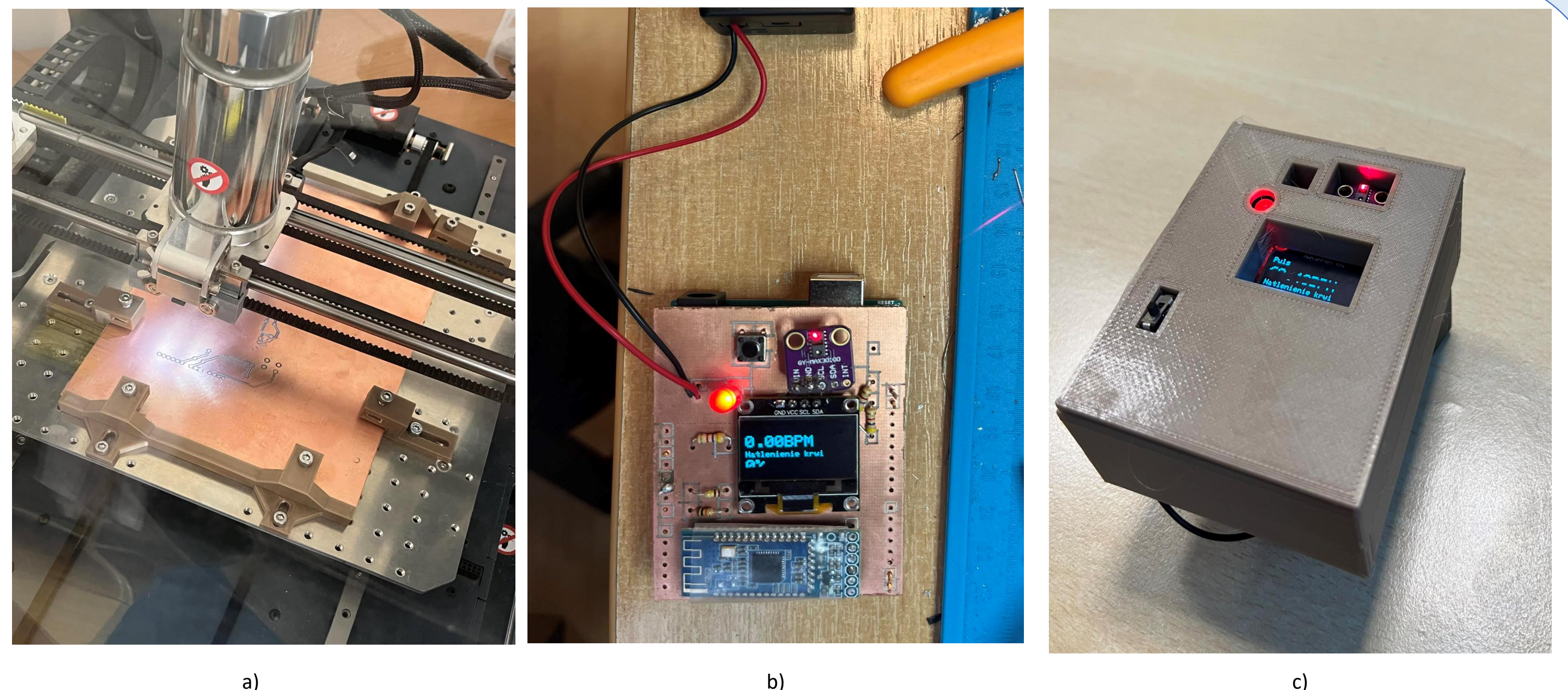
Następnym krokiem było stworzenie płytki drukowanej z odpowiednimi ścieżkami, na której miały zostać umieszczone elementy takie jak czujnik Bluetooth, ekran OLED, czujnik MAX30100, rezystory i bateria 9V. Płytkę tę została opracowana w oprogramowaniu do projektowania PCB (Printed Circuit Board) KiCad. 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.



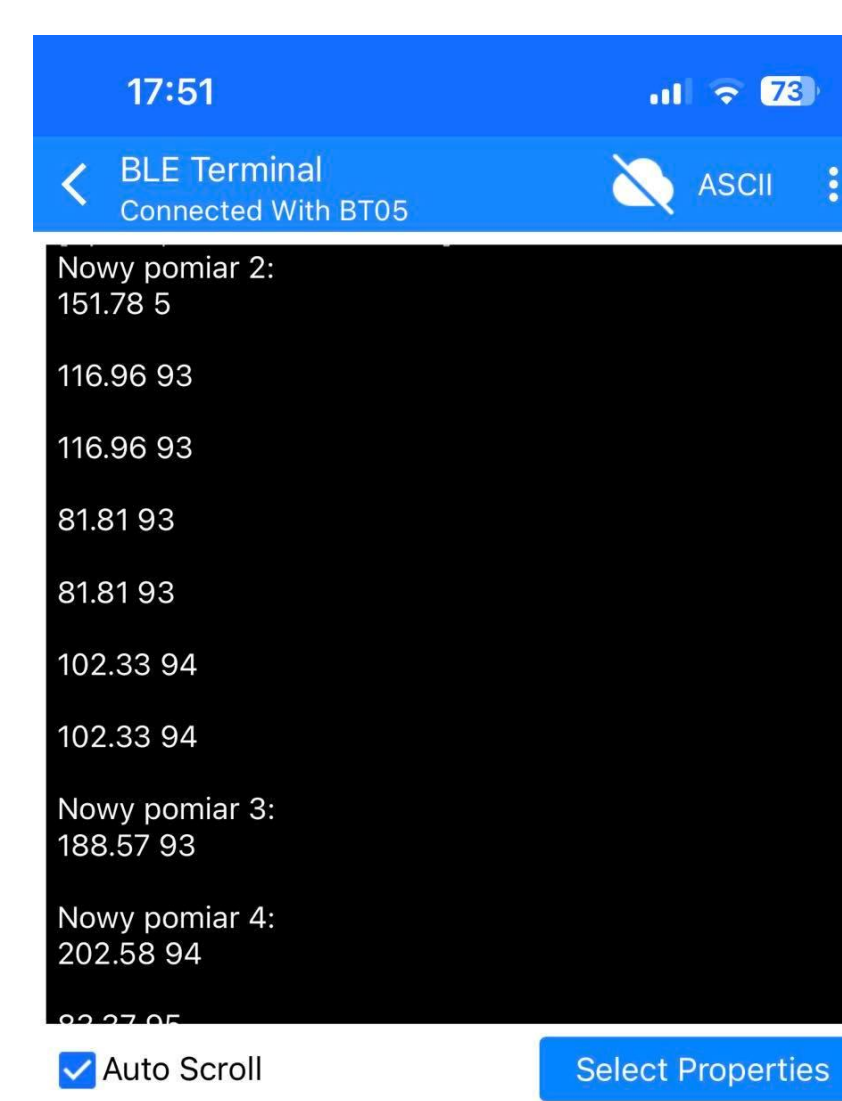
Rys. 4. Etapy budowy urządzenia, a) operacje na urządzeniu Zmorph FAB, b) przylutowane komponenty c) urządzenia w prototypowej obudowie

Podsumowanie

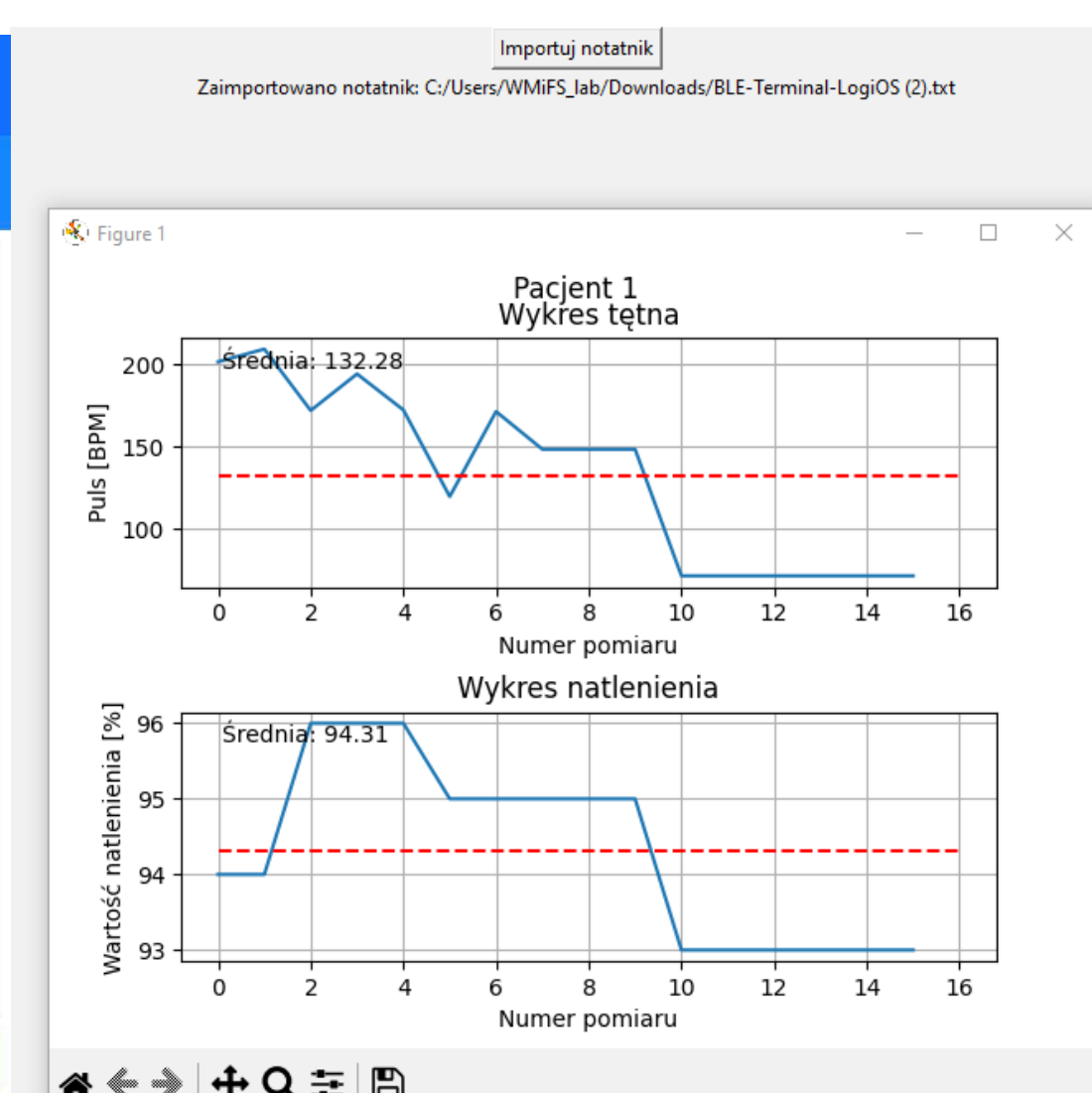
Napisany kod umożliwia odczyt pomiarów czujnika natlenienia i wyświetla je na ekranie OLED. Dodatkowo przy użyciu modułu Bluetooth wyniki są przesyłane do darmowej aplikacji na telefonie. W ramach tego samego kodu Arduino, został również stworzony skrypt umożliwiający numerację pacjentów, co pozwala 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 osobną, 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.

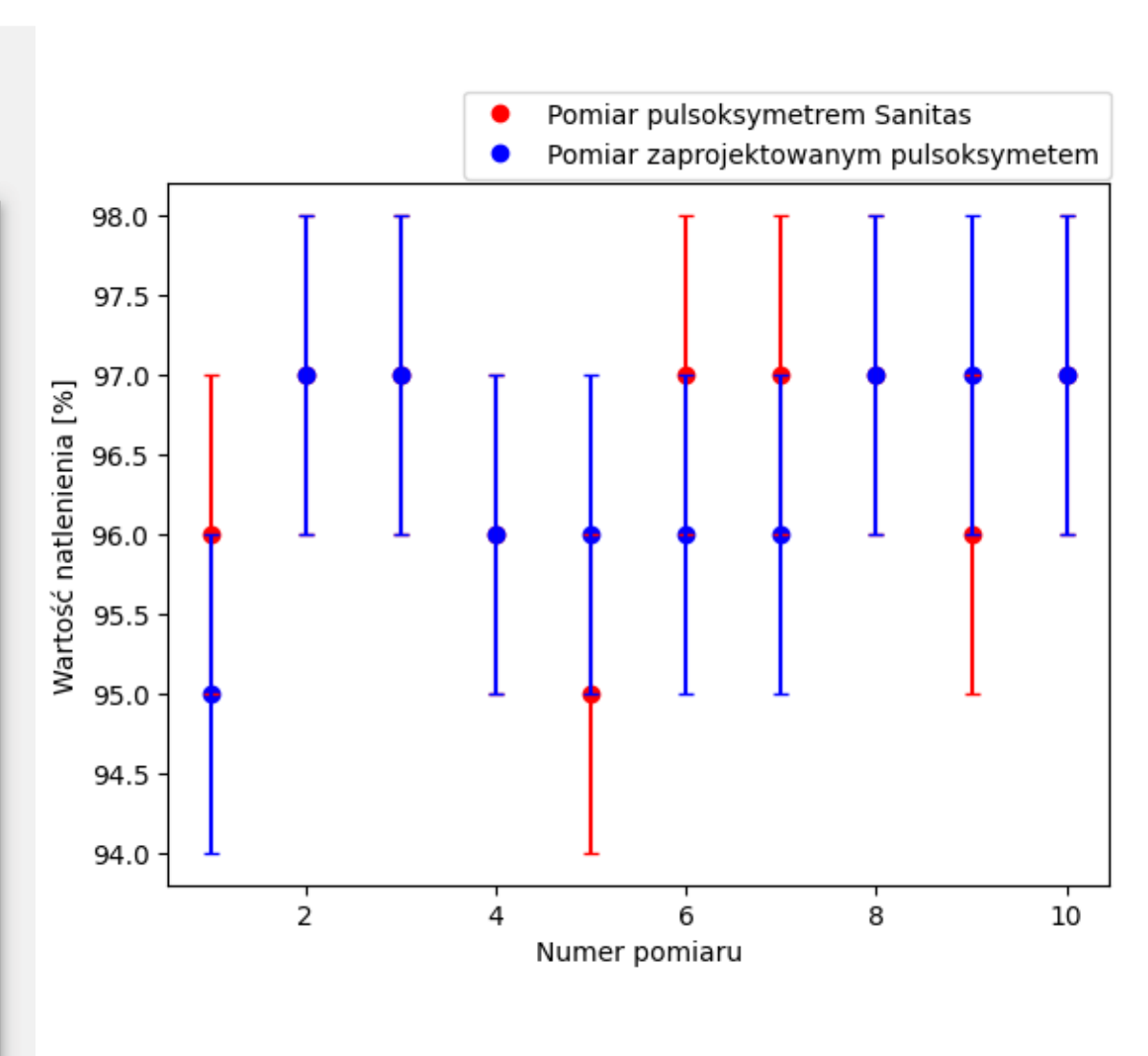
Ostatnim etapem pracy było porównanie uzyskanych wyników z urządzeniem istniejącym na rynku. W tym celu zbadano natlenienie krwi wybranych osób w tym samym czasie na obydwóch urządzeniach. Rysunek 7 przedstawia wykres porównujący uzyskane wyniki dla jednej z badanych osób który obrazuje, że rezultaty 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.

BADANIE UŻYTECZNOŚCI WYBRANYCH MATERIAŁÓW POLIMEROWYCH DO ZASTOSOWAŃ W INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ – wybrane zagadnienia

Autor: inż. Katarzyna Grzywacz

Kierunek studiów: Inżynieria w medycynie, II stopień

Promotor: dr inż. Małgorzata Zaborniak

Rok akademicki: 2022/2023

GENEZA

Praca powstała w odpowiedzi na rosnące zainteresowanie zastosowaniem materiałów polimerowych w inżynierii biomedycznej oraz potrzebę wypełnienia luki w dotychczasowych badaniach naukowych, które nie skupiały się w dostatecznym stopniu na ocenie wpływu badania starzeniowego i procesu sterylizacji na te materiały. Głównym celem pracy było dostarczenie istotnych informacji dotyczących trwałości i wytrzymałości badanych materiałów oraz słuszności ich zastosowania medycznego. Przeprowadzone badania stanowiły podstawę do dalszych analiz, dotyczących badania pełzania materiałów podczas zginania prostego.

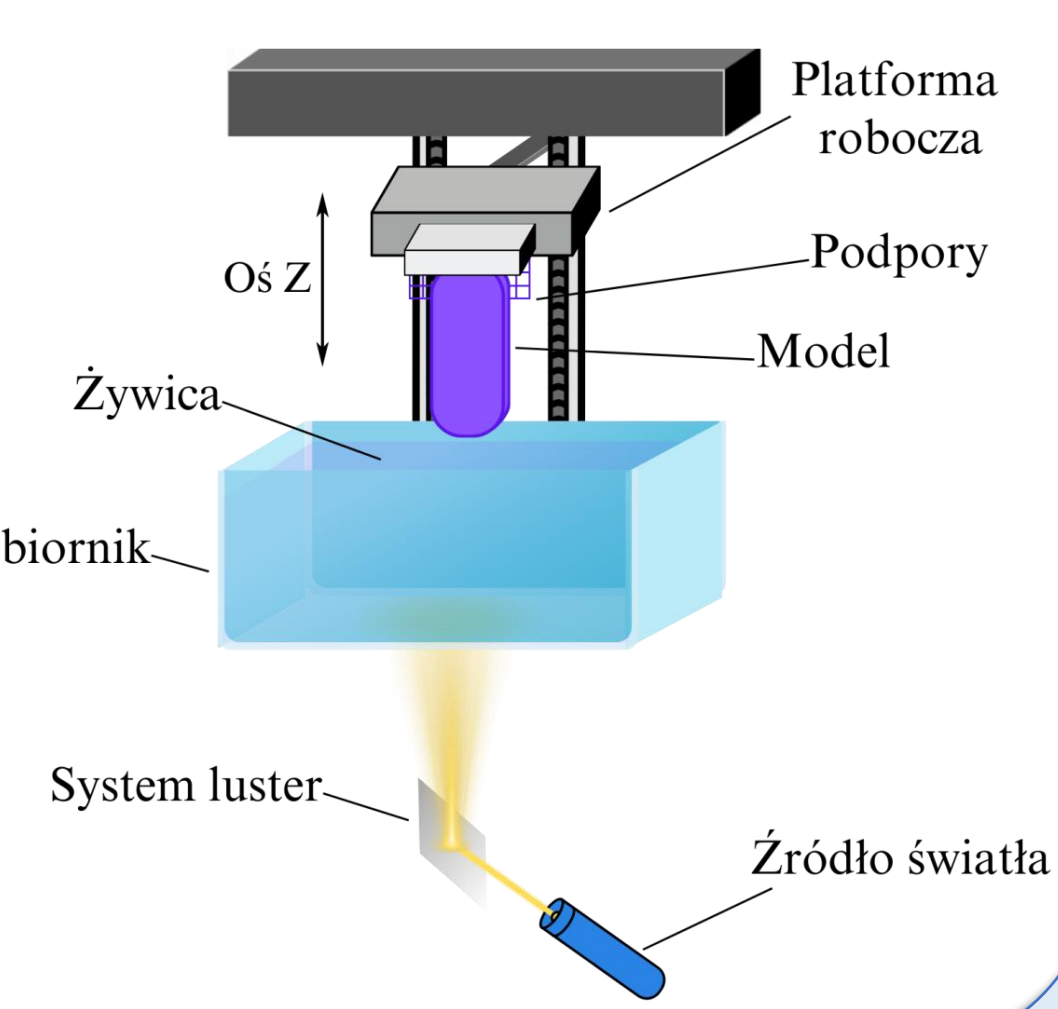
CEL PRACY

Analiza wpływu badania starzeniowego oraz sterylizacji na wybrane materiały polimerowe do zastosowań w inżynierii biomedycznej.

ZAKRES PRACY

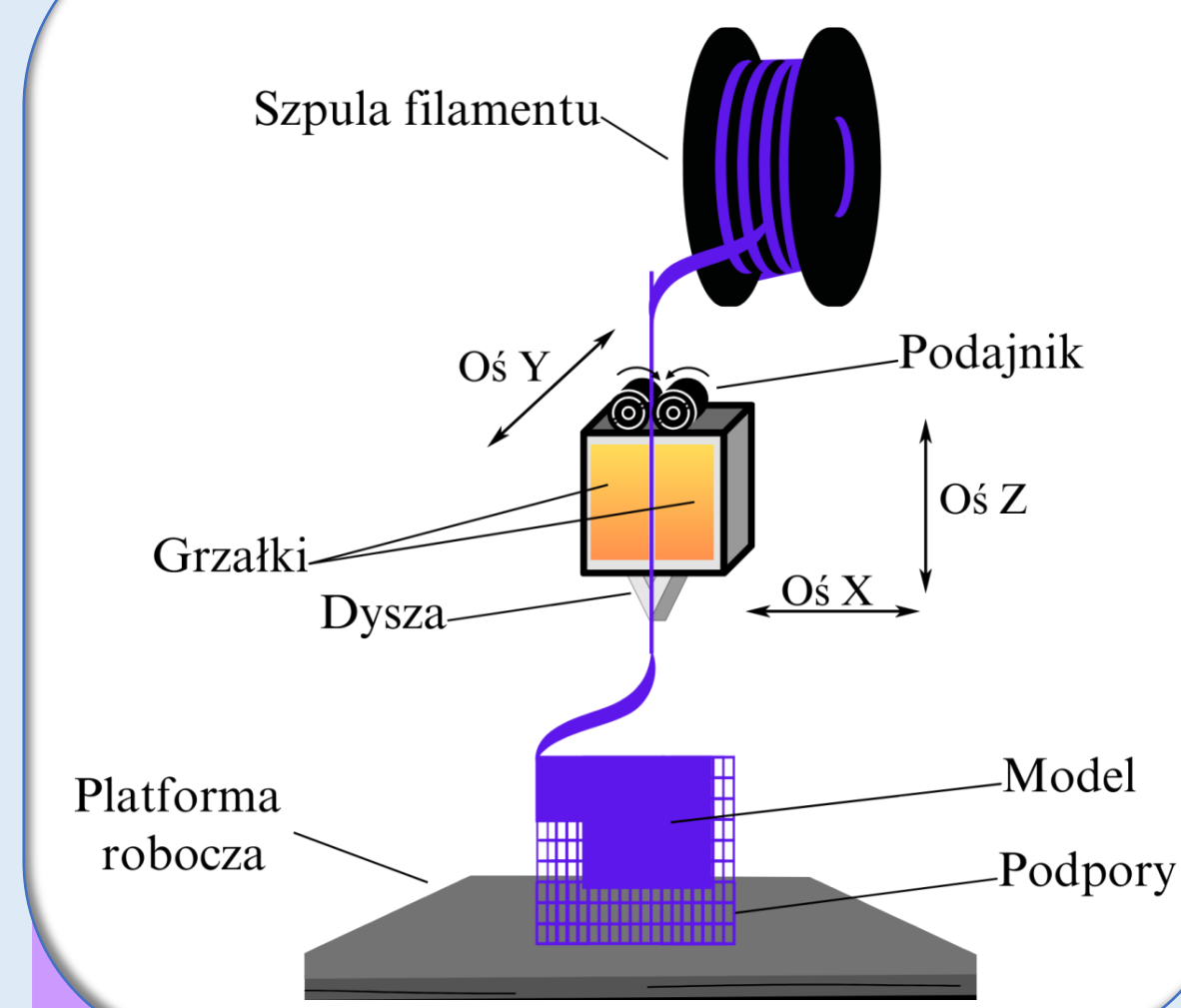
- ❖ Przedstawianie metody sterylizacji parowej próżnią frakcjonowaną.
- ❖ Przegląd metod druku oraz materiałów polimerowych do zastosowań w inżynierii biomedycznej.
- ❖ Modelowanie oraz wydruk próbek materiałowych wybranymi metodami.
- ❖ Przeprowadzenie procesu sterylizacji oraz badania starzeniowego.
- ❖ Ocena wizualna wpływu wskazanych czynników na wybrane materiały.

Metoda DLP



Żywica fotoutwardzalna Anycubic Standard UV

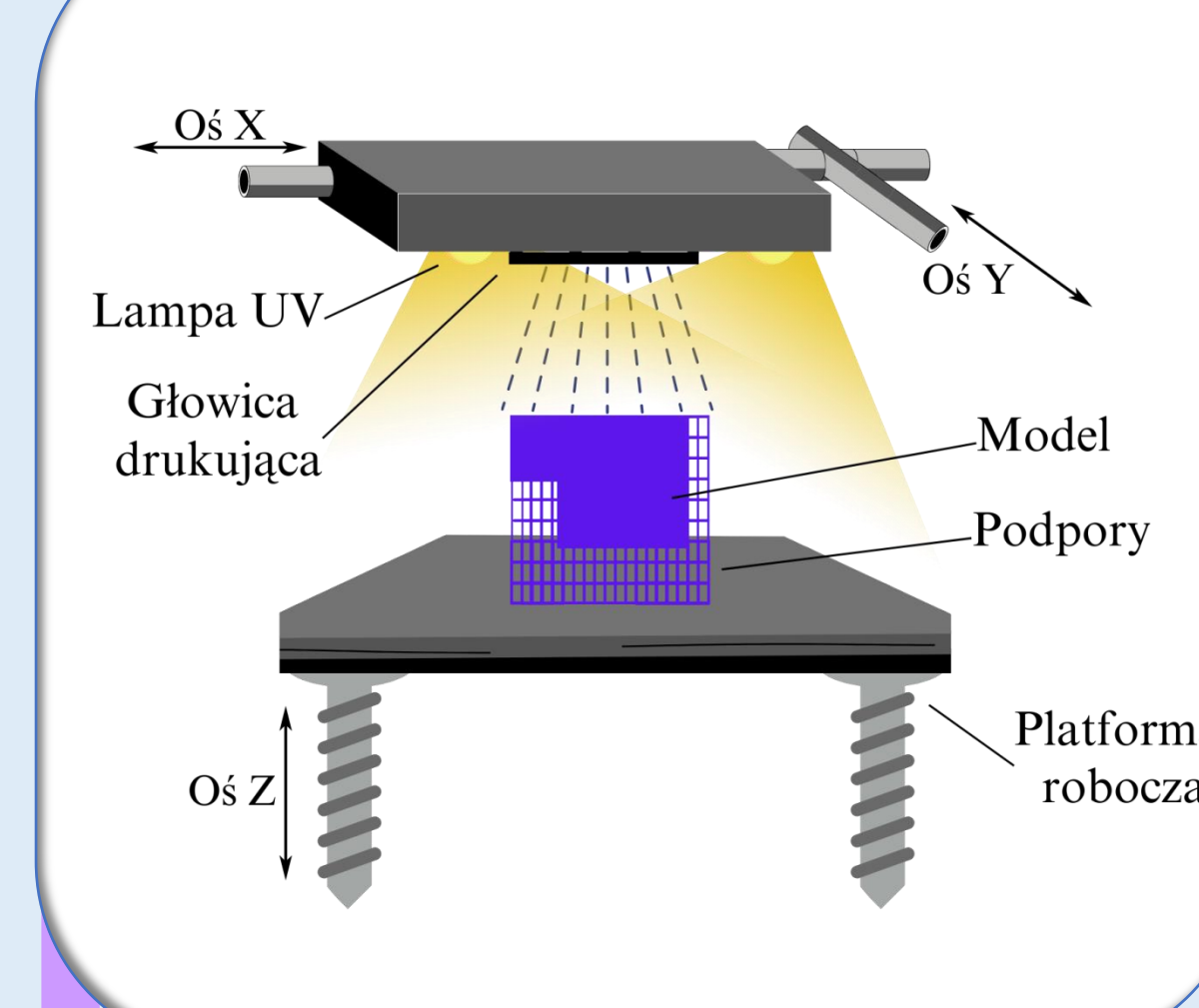
Metoda FDM/FFF



Polimer 3DGence PEEK w zamkniętej komorze

Polimer Noctuo UltraPLA

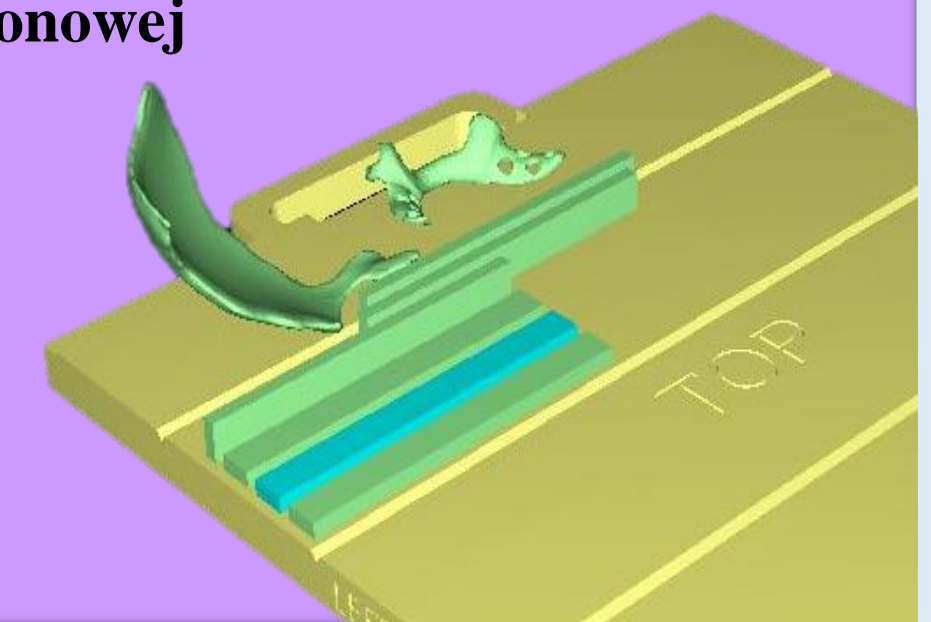
Metoda PolyJet



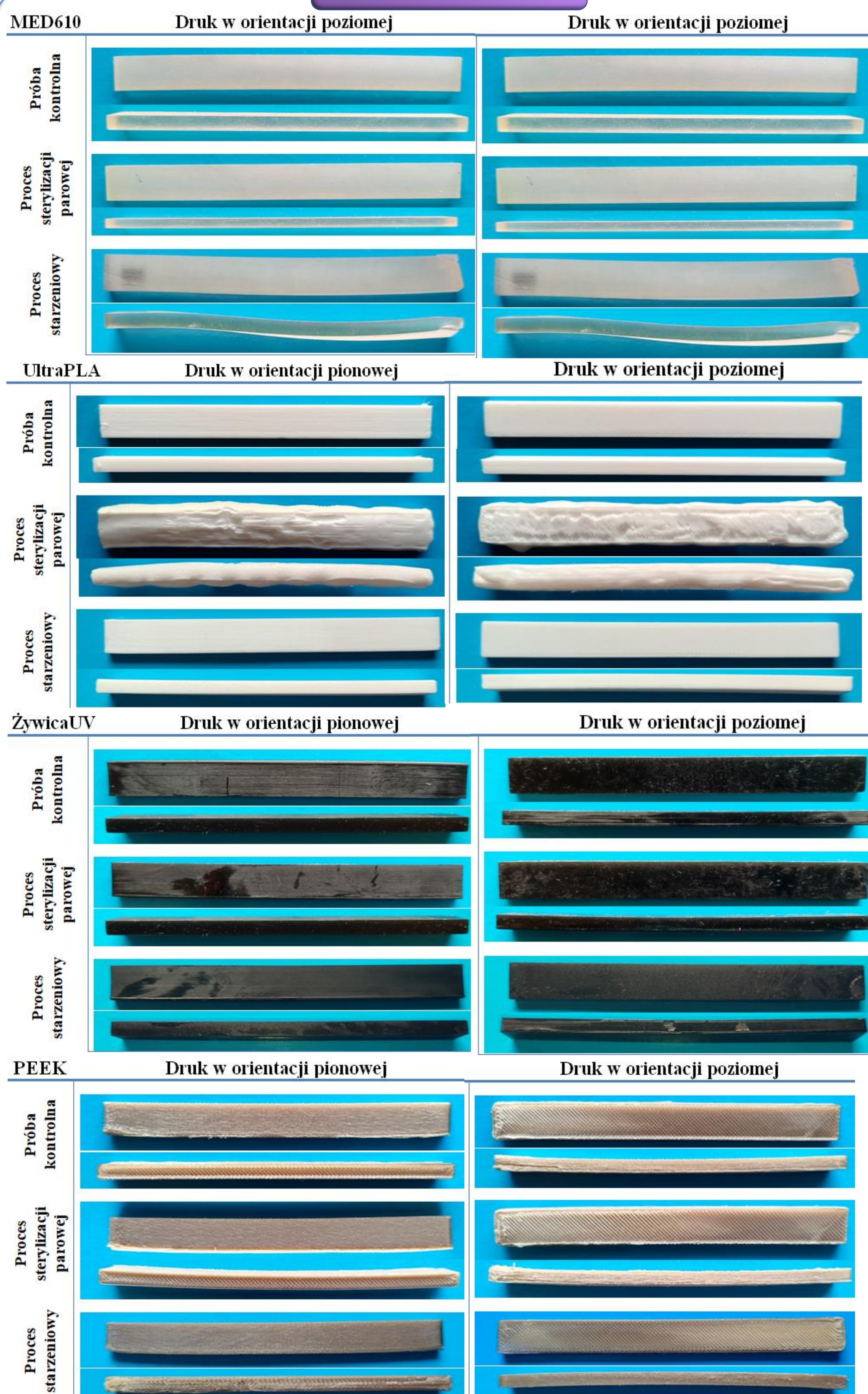
Polimer Stratasys MED610

Przeprowadzono procedurę wytworzenia modeli w celu zoptymalizowania i weryfikacji parametrów druku 3D. Drukowanie wykonano w dwóch różnych orientacjach względem osi maszyny:

- poziomej
- pionowej



WYNIKI

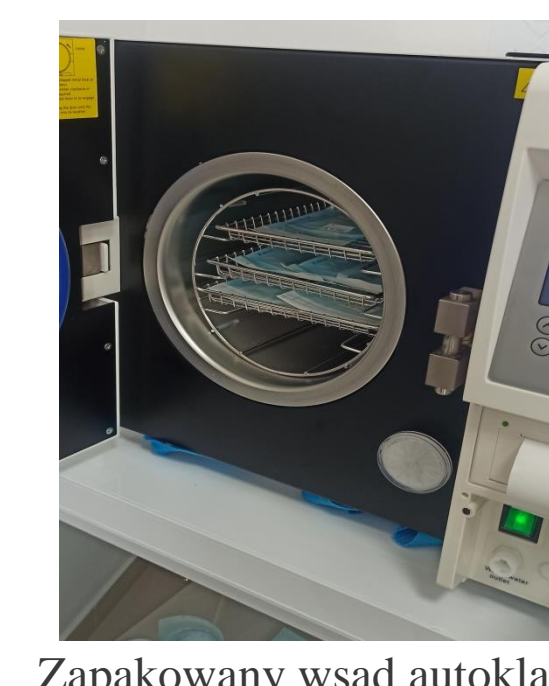


Steryliczacja parowa z próżnią frakcjonowaną

- ❖ Proces niszczenia zdolnych do życia drobnoustrojów na produkcji
- ❖ Procesy przygotowawcze:
 - mycie
 - dezynfekcja
- ❖ Przygotowanie pakietów sterylizacyjnych oznakowanych wskaźnikami
- ❖ Wykonanie sterylizacji w autoklawie E 12L BLACK firmy IS YESON
 - materiały porowate
 - 121°C



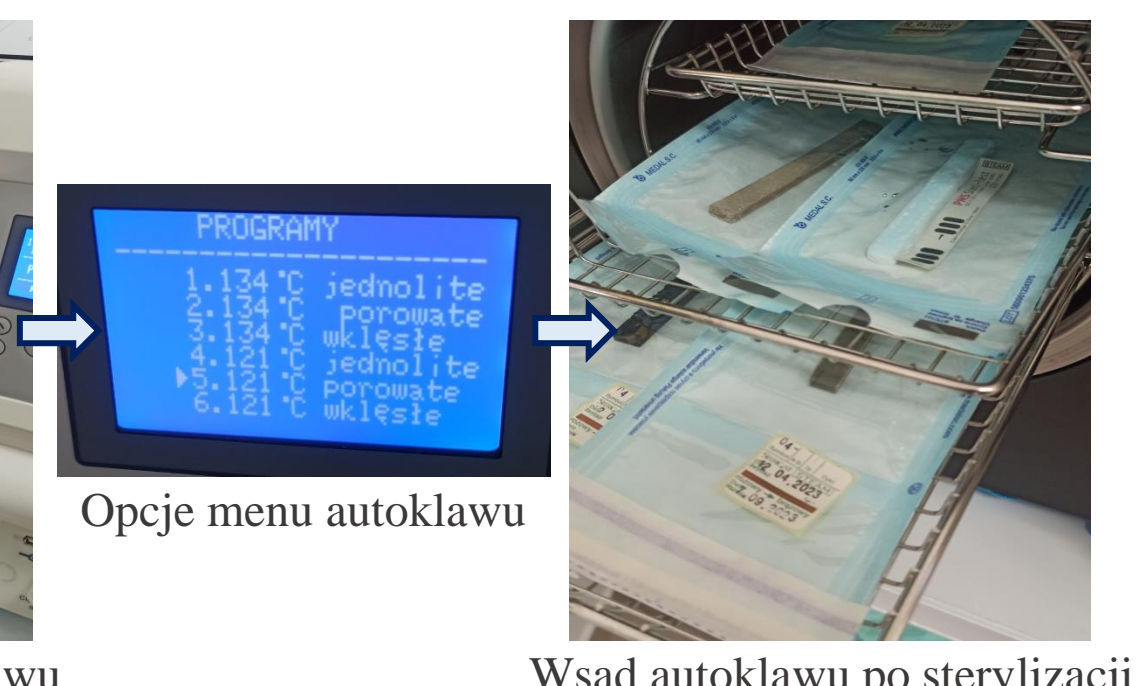
Zgranie i oznakowanie pakietów sterylizacyjnych



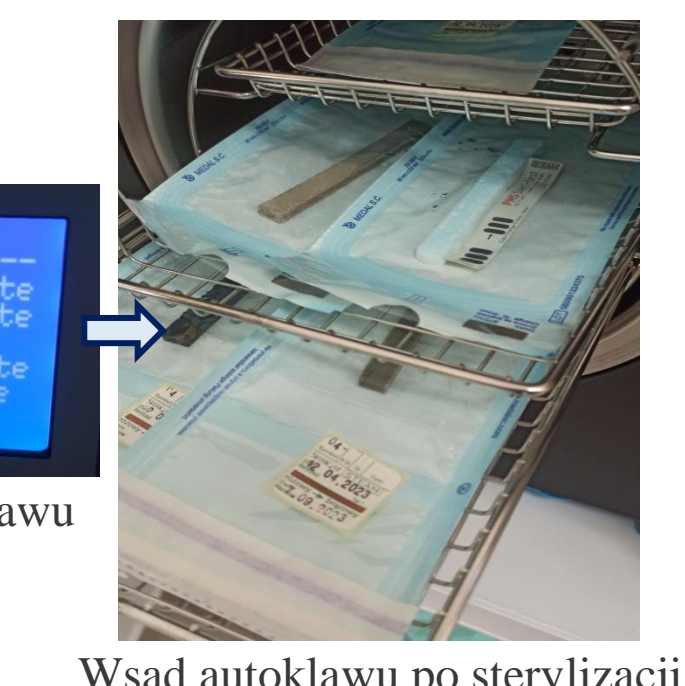
Zapakowany wsad autoklawu



Etapowo przedstawiony proces mycia i dezynfekcji



Opcje menu autoklawu



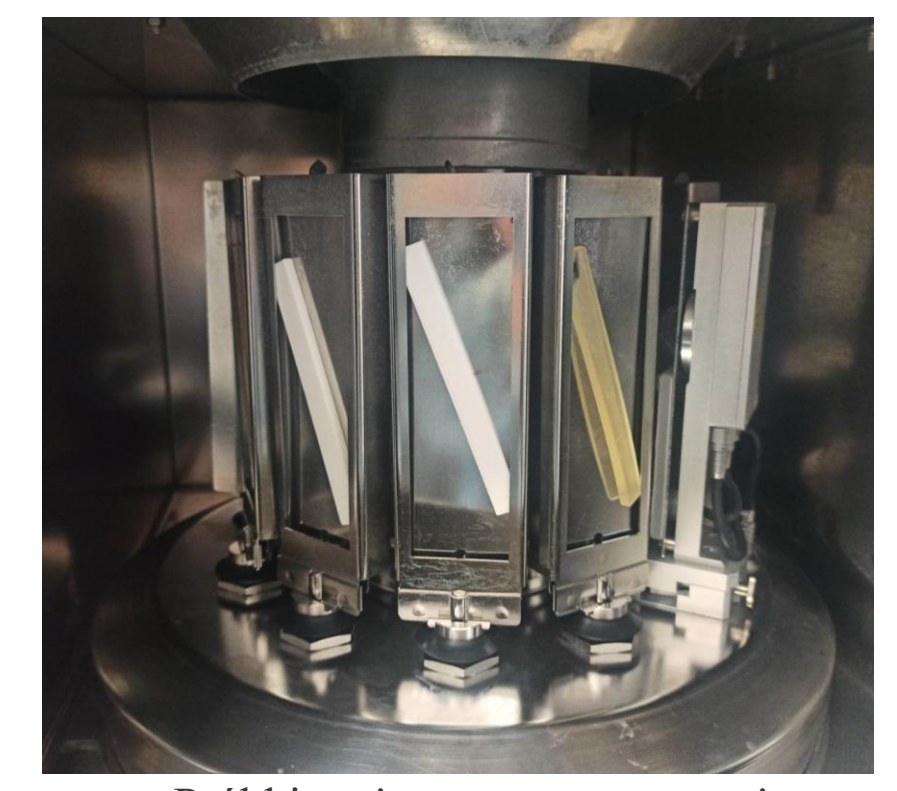
Wsad autoklawu po sterylizacji

Badanie starzeniowe

- ❖ Symulacja i przyspieszenie naturalnych procesów starzenia się materiałów
- ❖ Wykonanie badania w komorze Xenotest Alpha+ firmy ATLAS
- ❖ Według normy PN-EN ISO 4892-2
- ❖ Parametry procesu:
 - UV → 2 godziny
 - Spryskiwanie wodą → 18 minut
 - Natężenie napromieniowania → $60 \pm 2 \text{ W/m}^2$
 - Temperatura → $38 \pm 3^\circ\text{C}$
 - 100 cykli ekspozycji → 200 godzin



Komora Xenotest Alpha+ firmy ATLAS



Próbki umieszczone na statywie

PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Próbki z materiału PEEK, wytwarzane w orientacji poziomej, wykazywały wyraźne wygięcia zarówno po procesie sterylizacji, jak i po badaniu starzeniowym, co sugeruje ich niewłaściwą odporność na te czynniki. Co więcej, już na etapie wydruku można zaobserwować deformacje modelu. Dodatkowo, metoda starzeniowa spowodowała odbarwienie modeli wykonanych z tego materiału. Natomiast kształtki z polimeru MED610 nie wykazały żadnych nieprawidłowości po procesie sterylizacji, jednak badanie starzeniowe wyraźnie zniekształciło próbki w obu orientacjach. Wykorzystanie żywicy UV w procesie druku przyniosło pozytywne rezultaty, ponieważ modele z tego materiału nie wykazywały nieprawidłowości ani po sterylizacji, ani po badaniu starzeniowym. Natomiast modele wykonane z UltraPLA podczas sterylizacji uległy znacznemu puchnięciu i rozwarstwieniu, tracąc swój pierwotny kształt. Jednak w badaniu starzeniowym zachowały swoją formę. Przeprowadzona ocena wizualna pozwoliła na obserwację zmian koloru i struktury materiałów, a także ich odporności na działanie czynników starzeniowych i procesu sterylizacji. Analiza wpływu badania starzeniowego i dekontaminacji na wybrane materiały dostarcza informacji o ich trwałości i przydatności w zastosowaniach medycznych. Ponadto, przegląd metod druku oraz materiałów polimerowych stanowi cenną wiedzę przy projektowaniu implantów i modeli medycznych. Otrzymane wyniki i zebrane dane mogą być wykorzystane jako podstawa do dalszych badań i doskonalenia materiałów oraz procesów sterylizacji w kontekście zastosowań medycznych.

Właściwości	Zastosowany materiał	3DGence PEEK	Stratasys MED610	Żywica UV Anycubic Standard	Noctuo UltraPLA
Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]		105	50-65	36-45	47
Wytrzymałość na zginanie [MPa]		130	75-110	50-65	64
Moduł Younga E [MPa]		4100	2200-3200	1200-1600	2600
Wydłużenie [%]		30	10-25	8-12	19