

WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA

im. Jarosława Dąbrowskiego

WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ

INSTYTUT OPTOELEKTRONIKI



PRACA DYPLOMOWA

Temat pracy: Mały spektrometr do pomiaru
reflektancji

Gracjan Materna

(stopień wojskowy, tytuł zawodowy, imiona i nazwisko dyplomanta)

Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna

(kierunek studiów)

optoelektronika dla inżynierii biomedycznej

(specjalność)

dr inż. Maksymilian Włodarski

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

WARSZAWA 2025

„Strona celowo zostawiona pusta”

„Strona celowo zostawiona pusta”

„Strona celowo zostawiona pusta”

Spis treści

Lista akronimów i symboli.....	6
1. Wstęp	7
2. Przegląd literatury	8
2.1 Reflektancja zwierciadlana i dyfuzyjna	8
2.2 Charakterystyka optyczna skóry	9
2.3 Metoda LIR jako jedna z metod wykorzystania spektroskopii reflektancji w medycynie	10
2.4 Rodzaje spektroskopii wykorzystywane w medycynie	12
3. Cel i zakres pracy.....	13
4. Część konstrukcyjna	14
4.1 Wymagania funkcjonalne i założenia projektowe.....	14
4.2 Wykorzystane komponenty	15
4.3 Narzędzia wykorzystane do akwizycji danych.....	16
4.4 Sonda pomiarowa.....	19
4.5 Montaż urządzenia i pierwsze testy.....	23
5. Część pomiarowa	28
5.1 Opis badanych próbek, procedura pomiarowa oraz wykorzystana aparatura	28
5.2 Wyniki pomiarów i ich analiza w porównaniu z wynikami reflektancji wykonanymi komercyjnym spektrometrem	31
6. Podsumowanie	41
Bibliografia.....	43

Lista akronimów i symboli

LIR	Logarytmiczny odwrotny współczynnik refleksyjności
VIS	Widmo światła widzialnego
NMR	Jądrowy rezonans magnetyczny
MRI	Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego
Hb	Hemoglobina odtlenowana
HbO₂	Hemoglobina natlenowana
H	Indeks hemoglobiny
n	Współczynnik załamania
R(λ)	Współczynnik refleksyjności
U	Napięcie elektryczne
ADC	Bezwymiarowa wartość przetwornika analogowo-cyfrowego

1. Wstęp

Współczesna inżynieria biomedyczna i optoelektronika odgrywają coraz większą rolę w rozwoju nowoczesnych technologii diagnostycznych. Szczególną uwagę przyciągają metody spektroskopowe, które dzięki swojej wszechstronności i precyzji znajdują szerokie zastosowanie w różnych dziedzinach, takich jak medycyna. Jedną z takich metod jest spektroskopia reflektancji, która umożliwia analizę optycznych właściwości tkanek i materiałów poprzez badanie światła odbitego od ich powierzchni. Parametry optyczne uzyskane w wyniku analizy widma reflektancji mogą dostarczać informacji o strukturze czy składzie chemicznym badanych obiektów. Jest to szczególnie istotne w diagnostyce medycznej, gdzie nieinwazyjność pomiarów ma kluczowe znaczenie.

W ostatnich latach obserwuje się dynamiczny rozwój przenośnych urządzeń diagnostycznych, co jest wynikiem wzrostu dostępności zaawansowanych komponentów optycznych w przystępnych cenach czy miniaturyzacji elektroniki. Przenośne spektrometry stanowią szczególnie interesujące rozwiązanie ze względu na ich zdolność do wykonywania precyzyjnych pomiarów w warunkach terenowych, poza laboratorium. Umożliwia to prowadzenie badań w różnych środowiskach, takich jak kliniki, zakłady przemysłowe czy nawet domy pacjentów, co zwiększa dostępność technologii diagnostycznych.

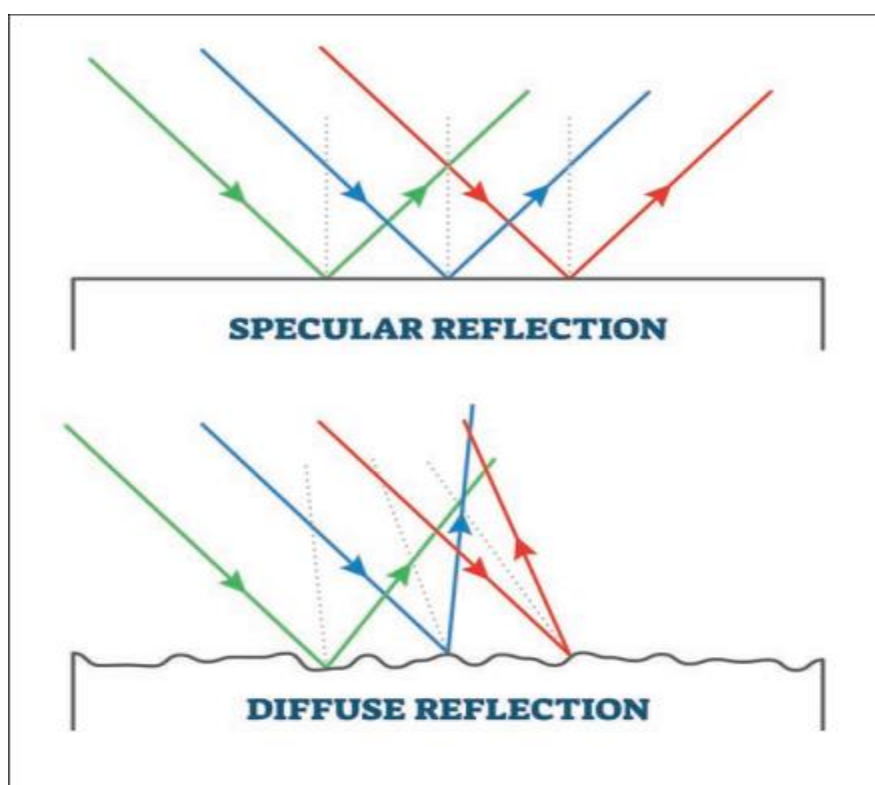
Praca obejmuje przegląd literatury dotyczącej istniejących metod pomiarowych oraz dostępnych technologii spektroskopowych, analizę wymagań technicznych i funkcjonalnych projektowanego urządzenia, dobór komponentów oraz ich integrację w końcowym projekcie. Opracowany spektrometr zostanie przetestowany pod kątem dokładności i powtarzalności pomiarów w warunkach laboratoryjnych, a uzyskane wyniki zostaną porównane z istniejącymi metodami pomiarowymi.

Opracowany spektrometr może znaleźć zastosowanie w diagnostyce medycznej, gdzie pozwoli na ocenę właściwości optycznych tkanek, a także w innych dziedzinach, takich jak kontrola jakości w przemyśle czy badania naukowe. Przedstawiony projekt stanowi przykład interdyscyplinarnego podejścia, które łączy wiedzę z zakresu optyki, elektroniki, informatyki i mechaniki w celu opracowania narzędzia diagnostycznego.

2. Przegląd literatury

2.1 Reflektancja zwierciadlana i dyfuzyjna

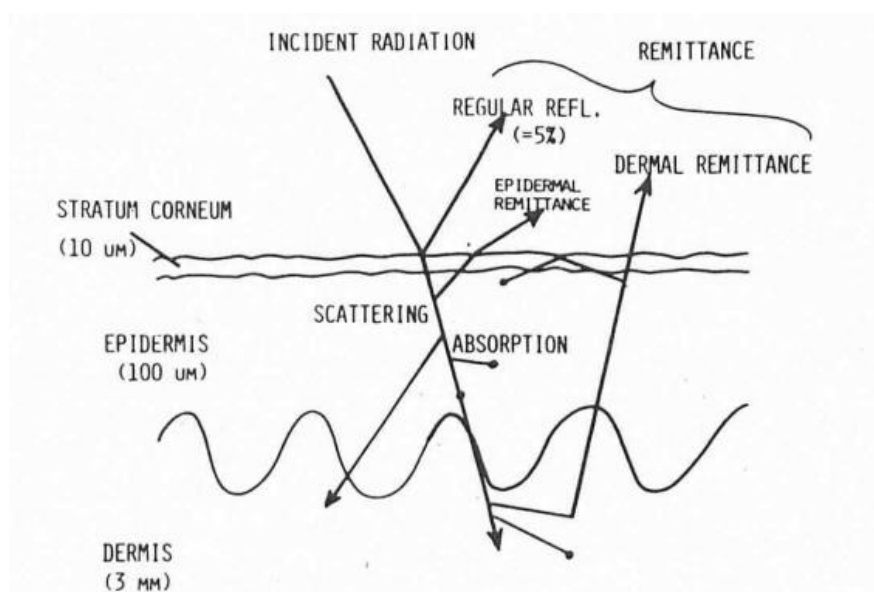
Spektroskopia reflektancji to badanie widma promieniowania odbitego od powierzchni, gdzie wyróżnia się dwa przypadki graniczne: reflektancję zwierciadlaną od gładkiej powierzchni oraz reflektancję dyfuzyjną od idealnie matowej powierzchni. Oba zjawiska przedstawiono na rys. 2.1.1. W praktyce możliwe są wszystkie wariacje tych dwóch przypadków, gdzie dla każdego z nich, stosuje się różne podejścia do spektroskopii reflektancji. Biorąc pod uwagę właściwości optyczne ludzkiej skóry, reflektancja zwierciadlana jest niepożądanym zjawiskiem, gdzie wszystkie fotony są odbijane od powierzchni na którą padają, powodując, że promieniowanie odbite zwierciadlanie nie niesie informacji o właściwościach optycznych warstw pod powierzchnią. W przypadku reflektancji dyfuzyjnej, rozpraszanie jest kluczowym procesem, fotony które weszły w ośrodek, są rozpraszane wiele razy, gdzie niektóre z nich są absorbowane, jednakże część fotonów która nie została zaabsorbowana opuszcza ośrodek, umożliwiając ich detekcję. Zrozumienie różnic w charakterystyce refleksji badanych próbek jest istotne przy konfigurowaniu optymalnego systemu spektralnego do pomiaru żądanych właściwości [1] [2].



Rys. 2.1.1. Bieg promieni w zależności od rodzaju reflektancji [1]

2.2 Charakterystyka optyczna skóry

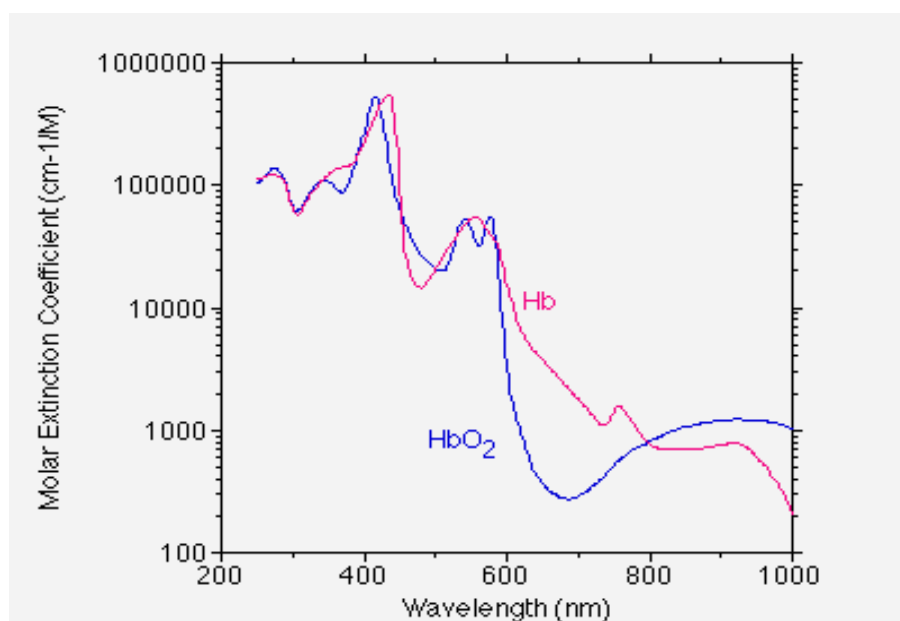
W celu głębszego zrozumienia interakcji promieniowania ze skórą w zakresie VIS, na rys 2.2.1 przedstawiono główne zjawiska zachodzące w skórze w chwili napromieniowania. W pierwszej kolejności, niewielka część światła jest odbita zwierciadlanie, w wyniku zmiany we współczynniku odbicia na granicy dwóch ośrodków oraz kształtu i stopnia chropowatości warstwy rogowej naskórka. Promieniowanie pada z ośrodka o mniejszym współczynniku załamania $n = 1$ (powietrze) na ośrodek o większym współczynniku załamania $n = 1,55$ (warstwa rogowa naskórka), w wyniku tego odbicia, około 5% całego promieniowania jest odbite. W następnej kolejności, pozostała część promieniowania, która nie została odbita zwierciadlanie, penetruje skórę właściwą i tkankę podskórną, gdzie dochodzi do rozpraszania Mie (struktury tkankowe porównywalne z długością fali padającego światła) oraz Rayleigha (struktury tkankowe mniejsze od długości fali światła), czyli zmiany kierunku propagacji fotonu, powodując, że część promieniowania powraca na powierzchnię skóry, umożliwiając detekcję. Kolejnym ważnym zjawiskiem jest absorpcja, gdzie promieniowanie w wyniku interakcji z chromoforami znajdującymi się w tkance, zostanie pochłonięte i nie będzie w stanie wrócić na powierzchnię skóry, dostarczając cennych informacji na temat obecności poszczególnych chromoforów, gdzie każdy z nich, w zakresie widzialnym posiada określone pasma absorpcyjne [3].



Rys. 2.2.1. Schemat dróg optycznych w skórze człowieka [3]

2.3 Metoda LIR jako jedna z metod wykorzystania spektroskopii reflektancji w medycynie

Jedną z metod wykorzystania spektroskopii reflektancji w medycynie jest metoda LIR. Hemoglobina, zarówno w postaci utlenionej (oksyhemoglobina), jak i odtlenionej (deoksyhemoglobina), silnie absorbuje światło w określonych zakresach długości fal, szczególnie w zakresie od 510 do 600 nm. Poprzez analizę widma reflektancji w tych przedziałach fal, można ilościowo określić stężenie hemoglobiny w skórze. Na podstawie zmierzonych widm reflektancji oraz modeli teoretycznych, możliwe jest dopasowanie wyników do charakterystycznych pasm absorpcji hemoglobiny. Zmiany w regionalnym stężeniu hemoglobiny mogą być wskaźnikiem nietypowych warunków fizjologicznych, takich jak miejscowe niedokrwienie. Popularną metodą uzyskiwania tych informacji, jest analiza intensywności odbicia w długościach fal izozbestycznych, gdzie absorpcja oksyhemoglobiny i deoksyhemoglobiny jest identyczna. W przypadku gdy niezbędna jest analiza Hb oraz HbO₂ jako dwóch rozróżnialnych chromoforów, najlepszym sposobem jest analiza w zakresie długości fal od 400 do 470 nm, ze względu na dwa rozróżnialne piki absorpcji na innych długościach fal. W zakresie od 510 do 580 nm, Hb oraz HbO₂ mają wspólny zakres pasma absorpcyjnego w ośrodku częściowo absorbującym i rozpraszającym, co zostało przedstawione na rys 2.3.1 [4] [11].



Rys. 2.3.1. Wykres zależności molowego współczynnika absorpcji Hb oraz HbO₂ w zależności od długości fali [11]

LIR jest metodą stosowaną do przekształcania współczynnika refleksyjności $R(\lambda)$ w sposób, który umożliwia liniową analizę danych. W metodzie tej, zakłada się, że współczynniki rozpraszania skóry są stałe. Z definicji, LIR jest obliczany według zależności przedstawionej w równaniu (2.3.1) [4] [5].

$$LIR(\lambda) = \log_{10}\left(\frac{1}{R(\lambda)}\right) \quad (2.3.1)$$

Współczynnik refleksyjności wyraża się zależnością przedstawioną w równaniu (2.3.2).

$$R(\lambda) = \frac{E_t(\lambda)}{E_{ref}(\lambda)} \quad (2.3.2)$$

W powyższym równaniu (2.3.2), $E_t(\lambda)$ jest natężeniem światła odbitym od skóry, oraz $E_{ref}(\lambda)$ jest natężeniem światła odbitym od wzorca.

Aby wyznaczyć stężenie hemoglobiny, wykonuje się analizę wartości LIR przy długościach fal, które odpowiadają pikom absorpcyjnym hemoglobiny. Wzór, który umożliwia obliczenie indeksu hemoglobiny (H), oparty jest na różnicach LIR w izoabsorbencyjnych punktach absorpcyjnych. Wprowadzenie gradientów pomiędzy punktami izoabsorbencyjnymi do analizy, może zwiększyć precyzję wyznaczania stężenia hemoglobiny. Przy pomiarach, w których zmienność stężenia melaniny (w zależności od badanego koloru skóry), może wpływać na wyniki, korzystanie z gradientów pozwala na bardziej wiarygodną ocenę zawartości hemoglobiny w tkance. Indeks hemoglobiny H, wyraża się zależnością przedstawioną w równaniu (2.3.3) oraz jest wyrażona w nm^{-1} [6].

$$H = \left(\frac{L_{544} - L_{527,5}}{16,5} - \frac{L_{573} - L_{544}}{29} \right) * 100 \quad (2.3.3)$$

W równaniu (2.3.3), współczynniki L_x są wartościami LIR przy określonych długościach fal.

2.4 Rodzaje spektroskopii wykorzystywane w medycynie

W medycynie wykorzystuje się różne typy spektroskopii do analizy i diagnozowania stanów zdrowia pacjentów. Poniżej przedstawiono kilka przykładów:

- Spektroskopia mas jest techniką identyfikującą i ilościowo określającą substancje chemiczne na podstawie ich masy. W medycynie jest używana do analizy białek, hormonów i leków. Technika ta pozwala na wykrycie i monitorowanie chorób, takich jak nowotwory czy choroby metaboliczne [7].
- Spektroskopia NMR umożliwia analizę struktury chemicznej związków organicznych oraz ich oddziaływania w organizmach, stosowana w diagnostyce obrazowej, zwłaszcza w badaniach MRI [8].
- Spektroskopia Ramana jest techniką, która wykorzystuje rozpraszanie światła do analizy materiałów. W medycynie znajduje zastosowanie w analizie płynów ustrojowych [4].
- Spektroskopia fluorescencyjna wykorzystuje właściwości fluorescencji cząsteczek do analizy próbek, stosowana szczególnie w badaniach nad biomarkerami oraz w ocenie aktywności leków [8].

3. Cel i zakres pracy

Celem pracy jest opracowanie i budowa kompaktowego spektrometru do pomiaru refleksyjności, z wykorzystaniem gotowych komponentów optycznych i elektronicznych. Praca obejmuje projekt, montaż oraz testy urządzenia, które umożliwi pomiar refleksyjności w wybranym zakresie widma. Zakres pracy obejmuje:

- Przegląd literatury dotyczącej metod pomiarowych zawartości chromoforów w ludzkiej skórze za pomocą spektroskopii refleksyjności, właściwości optycznych skóry i zastosowań innych wybranych rodzajów spektroskopii w medycynie.
- Wybór odpowiednich komponentów spektrometru (źródła światła, detektor, zasilanie czy interfejs do komunikacji bezprzewodowej).
- Montaż spektrometru oraz implementację podstawowego oprogramowania do akwizycji danych.
- Przeprowadzenie testów urządzenia i weryfikacja jego skuteczności w pomiarach refleksyjności.

Rezultatem pracy będzie działający prototyp spektrometru, gdzie na podstawie wyników, będzie można określić skuteczność pomiarów refleksyjności badanych próbek.

4. Część konstrukcyjna

4.1 Wymagania funkcjonalne i założenia projektowe

Projektowane urządzenie ma za zadanie spełniać określone wymagania funkcjonalne, wynikające z założonego celu pomiaru refleksyjności wybranych próbek, w zakresie widzialnym promieniowania elektromagnetycznego na podstawie odbitego światła. Aby osiągnąć ten cel, przyjęto szereg założeń projektowych oraz określono funkcjonalności, które urządzenie powinno zapewniać.

Wymagania funkcjonalne

- Zdolność do pomiaru refleksyjności próbki w zakresie promieniowania widzialnego.
- Pomiar refleksyjności dyfuzyjnej.
- Bezprzewodowy transfer zarejestrowanych danych do komputera lub urządzenia mobilnego za pomocą modułu Bluetooth, co umożliwi późniejszą analizę danych.
- Zasilanie z przenośnego źródła energii, powodując niezależność urządzenia od zasilania sieciowego.
- Kompaktość i lekka masa, w celu zapewnienia mobilności urządzenia.
- Projekt z dostępnych na rynku komponentów elektronicznych i optycznych, co ułatwia proces montażu oraz obniża koszty projektu.

Założenia projektowe

- Zastosowanie kilku diod LED emitujących promieniowanie o długościach fal w zakresie widzialnym promieniowania elektromagnetycznego. Zastosowanie kilku diod LED powoduje brak konieczności stosowania elementu dyspersyjnego, sprawiając, że układ pomiarowy będzie tańszy, prostszy w projektowaniu i montażu.

- Fotodioda jako detektor z liniową charakterystyką odpowiedzi w zakresie widzialnym, co pozwoli na bezpośrednie przetwarzanie sygnału w mikrokontrolerze.
- Mikrokontroler, który zapewni wystarczającą liczbę wejść i wyjść do obsługi wszystkich komponentów.
- Układ pomiarowy musi zapewnić kontrolowany kąt padania światła oraz precyzyjne ustawienie detektora w celu minimalizacji wpływu odbić zwierciadlanych.
- Przetwornica jako przenośny element zasilający urządzenie ze względu na swoją zdolność do podnoszenia napięcia z baterii (np. 3 V z dwóch baterii AA) do stabilnego poziomu 5 V, wymaganego przez mikrokontroler.
- Moduł Bluetooth z technologią Bluetooth Low Energy (BLE) jako element komunikacyjny. To rozwiązanie pozwoli na długotrwałą pracę urządzenia na zasilaniu baterijnym. Moduł musi być kompatybilny z większością nowoczesnych urządzeń mobilnych obsługujących Bluetooth 4.0 lub nowszy, co umożliwi wygodne przesyłanie danych pomiarowych w czasie rzeczywistym.
- W przypadku otrzymania słabych sygnałów z fotodiody, zastosowanie wzmacniacza operacyjnego jako element układu wzmacniającego sygnał z fotodiody.

4.2 Wykorzystane komponenty

W ramach realizacji projektu, zbudowano spektrometr oparty na gotowych komponentach elektronicznych i optycznych. Poniżej przedstawiono i opisano poszczególne elementy użyte w konstrukcji urządzenia.

- Mikrokontroler Uno R3 oparty na układzie ATmega328m, wyposażony w 14 cyfrowych pinów I/O oraz 6 wejść analogowych. W projekcie używany jest do sterowania diodami LED oraz odbierania danych z fotodiody.
- Arduino Proto Shield Uno Rev3 umożliwiające łatwe rozszerzenie Uno R3 o dodatkowe obwody, co ułatwia prototypowanie.

- Fotodioda BPW21 firmy OSRAM wykorzystana do detekcji światła odbitego od próbki. Charakteryzuje się szerokim spektrum czułości (350 – 820 nm) oraz liniową charakterystyką odpowiedzi w zakresie intensywności światła.
- Moduł Bluetooth HM-10 BLE 4.0 umożliwiający bezprzewodową komunikację spektrometru z komputerem. Umożliwia przesyłanie danych pomiarowych do aplikacji zewnętrznej w czasie rzeczywistym.
- Wzmacniacz operacyjny KIA358P w celu wzmocnienia sygnału z fotodiody BPW21.
- Spektrometr wyposażono w zestaw siedmiu diod LED o różnych długościach fal: 405 nm, 470 nm, 505 nm, 525 nm, 590 nm, 605 nm oraz 637 nm.
- Płytki stykowe, które umożliwiają szybkie i łatwe zestawienie obwodów elektrycznych bez konieczności lutowania. Umożliwiają przetestowanie działania poszczególnych komponentów.
- Przetwornica Step-Up Boost V3.0 zasilana dwoma bateriami AA, gdzie jej zadaniem jest dostarczenie napięcia 5 V oraz umożliwienie pracy spektrometru w trybie przenośnym.
- Sterownik LED MAX6971 został początkowo rozważony do sterowania diodami LED w spektrometrze w celu precyzyjnego sterowania prądem LED-ów oraz zmniejszenia ryzyka ewentualnego uszkodzenia. Ostatecznie jednak nie został on wykorzystany, ponieważ Uno R3 okazało się wystarczające do sterowania wszystkimi diodami LED i innymi komponentami. Wynika to z możliwości mikrokontrolera, który może bezpośrednio dostarczyć prąd odpowiedni dla użytych diod LED (maksymalny prąd na każdym pinie cyfrowym Uno R3 wynosi 40 mA, przy czym maksymalny łączny prąd dla wszystkich pinów zasilających i I/O wynosi 200 mA).

4.3 Narzędzia wykorzystane do akwizycji danych

W niniejszej pracy inżynierskiej proces akwizycji danych został zrealizowany przy użyciu środowiska programistycznego Arduino IDE oraz PyCharm z bibliotekami

wspomagającymi komunikację Bluetooth oraz wizualizację danych. Wybór tych narzędzi umożliwia realizację funkcji sterowania poszczególnymi elementami, a także rejestrację i analizę danych z fotodiody w celu pomiaru intensywności światła odbitego od próbki. Poniżej przedstawiono szczegółową charakterystykę wykorzystanych narzędzi oraz ich implementację.

Do sterowania diodami LED oraz przetwarzania sygnałów z fotodiody opracowano dedykowany program, który realizuje następujące funkcjonalności:

- Każda dioda LED jest włączana kolejno na określony czas (100 ms), w trakcie którego wykonywany jest pomiar sygnału z fotodiody.
- Sygnał generowany przez fotodiodę, proporcjonalny do intensywności światła odbitego, jest przetwarzany na wartość cyfrową za pomocą wbudowanego przetwornika analogowo-cyfrowego mikrokontrolera. Surowe dane (zakres 0–1023) są następnie konwertowane na wartość napięcia według poniższego wzoru:

$$U = \left(\frac{ADC}{1023} \right) * 5 V \quad (4.3.1)$$

W powyższym równaniu (4.3.1), U to wartość napięcia w woltach, a ADC jest surową bezwymiarową wartością przetwornika A/C.

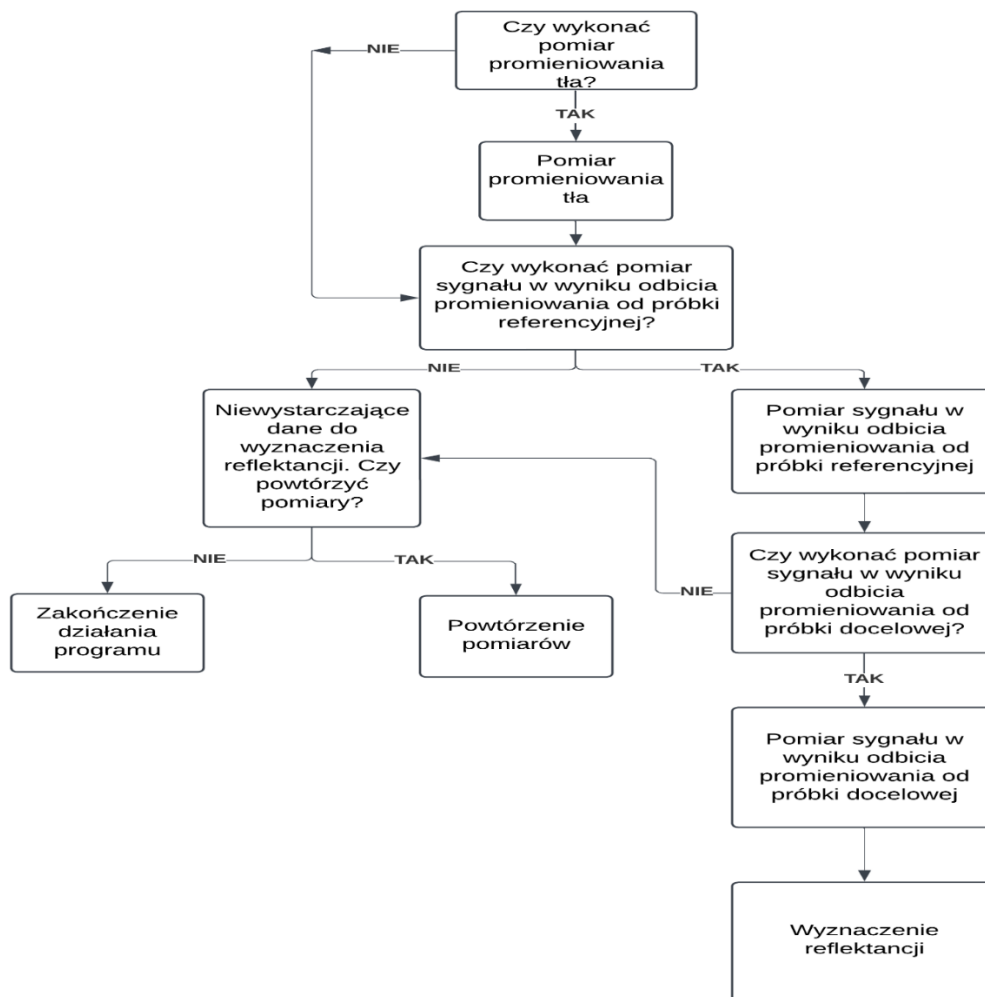
- Dane w formacie „numer diody, wartość napięcia” są przesyłane przez interfejs szeregowy do komputera za pomocą modułu Bluetooth HM-10.

Następnie wykorzystano środowisko PyCharm do odbioru danych przesyłanych przez mikrokontroler oraz ich dalszego przetwarzania i wizualizacji. Komunikacja z modułem Bluetooth odbywa się przy użyciu biblioteki Bleak, natomiast do wizualizacji danych wykorzystano bibliotekę Matplotlib. W ramach implementacji opracowano następujące funkcjonalności:

- Nawiązanie połączenia z modułem HM-10, identyfikując go na podstawie adresu MAC oraz charakterystyki UUID.

- Odbierane dane są dekodowane, a następnie przypisywane odpowiednim długościom fal na podstawie numeru diody. Wartości te są przechowywane w liście, co umożliwia ich późniejsze uporządkowanie i analizę.
- Po zakończeniu pomiarów dla wszystkich diod LED dane są prezentowane w formie wykresu zależności napięcia fotodiody od długości fali światła. Wykres jest generowany w oparciu o posortowane dane.

Połączenie funkcjonalności środowiska Arduino IDE oraz środowiska PyCharm pozwala na automatyzację procesu akwizycji danych. Arduino realizuje zadania związane z obsługą sprzętową, takie jak sterowanie diodami LED i odczyt sygnałów z fotodiody, natomiast program w środowisku PyCharm odpowiada za odbiór danych, ich interpretację oraz graficzną prezentację wyników. Na poniższym rys. 4.3.1 przedstawiono główną funkcjonalność programu.



Rys. 4.3.1. Schemat blokowy funkcjonalności programu

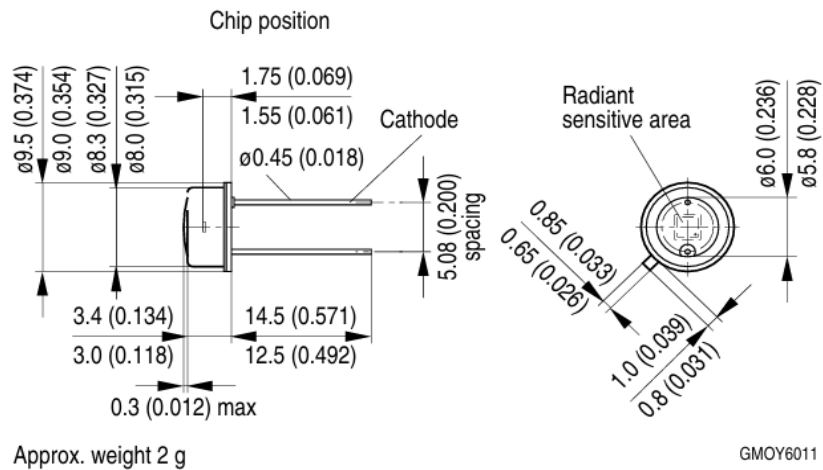
4.4 Sonda pomiarowa

W ramach niniejszej pracy inżynierskiej zaprojektowano również sondę pomiarową, która stanowi integralny element układu służącego do pomiaru refleksyjności. Projekt sondy został zrealizowany z wykorzystaniem oprogramowania CAD OnShape.

Sonda pomiarowa została zaprojektowana jako prosta konstrukcja, ułatwiająca zogniskowanie światła emitowanego przez diody LED w jednym punkcie na badanej próbce. Podczas projektowania szczególną uwagę zwrócono na odpowiednie rozmieszczenie diod LED oraz fotodiody, co pozwala na skuteczny odczyt danych na podstawie światła odbitego od próbki.

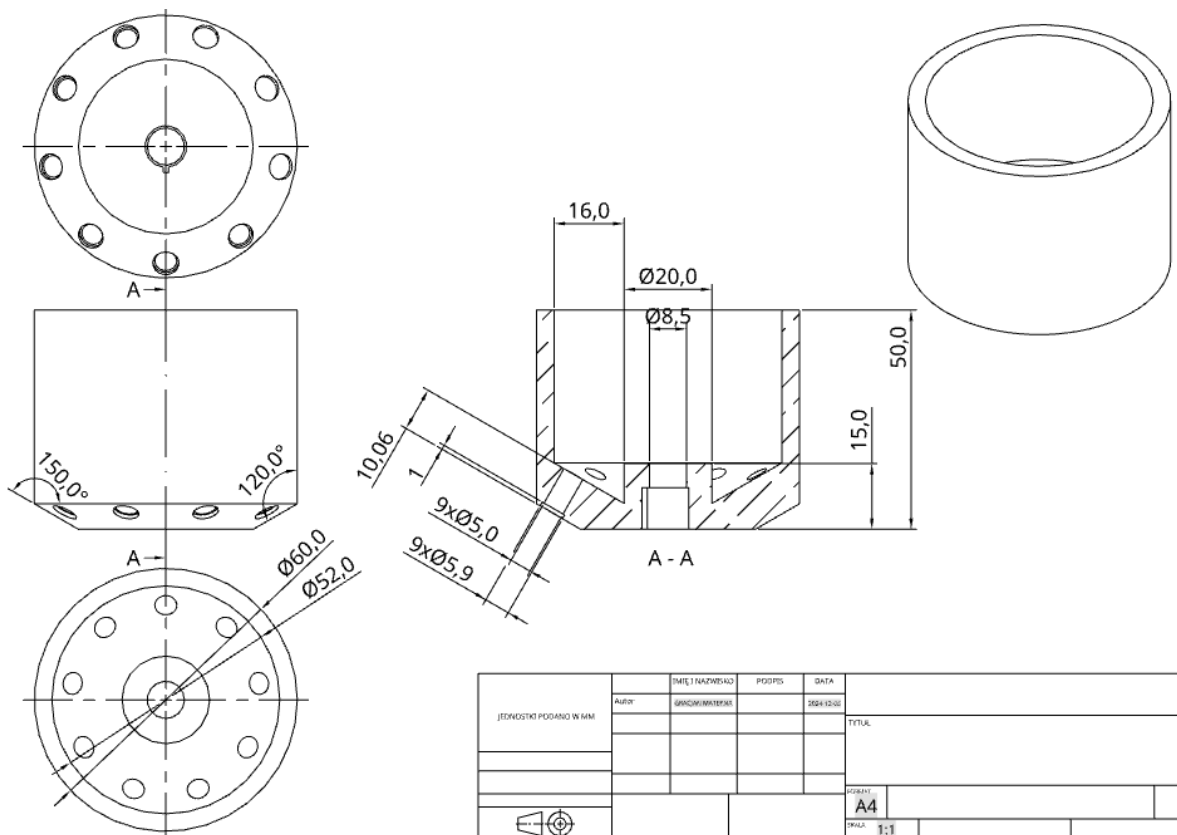
Diody LED różnych długości fal zostały rozmieszczone wokół centralnego otworu, w którym umieszczono fotodiodę, takie rozmieszczenie zapewnia minimalizację światła z diod LED bezpośrednio padającego na fotodiodę. W projekcie wykorzystano funkcje programu OnShape, takie jak tworzenie szkiców, operacje wyciągnięcia i operacje symetryczne, co pozwala na efektywne opracowanie końcowego modelu 3D.

Głównymi elementami sondy pomiarowej są otwory montażowe na fotodiodę i diody LED, stąd niezbędny jest ich dokładny wymiar, celem łatwego montażu komponentów w sondzie. Główna obudowa sondy została wykonana w kształcie cylindra, co pozwala na równomierne rozmieszczenie elementów optycznych wokół centralnego punktu. Centralny otwór sondy wykonano uwzględniając wymiary fotodiody, udostępnione przez producenta, które to są widoczne na rys. 4.4.1. Ze względu na brak udostępnionych wymiarów diod LED przez producenta, wykonano ich pomiar za pomocą suwmiarki elektronicznej. Znając wymiary wszystkich elementów, wykonano sondę pomiarową o strukturze i wymiarach widocznych na rys. 4.4.2. Na rys. 4.4.3 przedstawiono schemat blokowy idei układu pomiarowego.

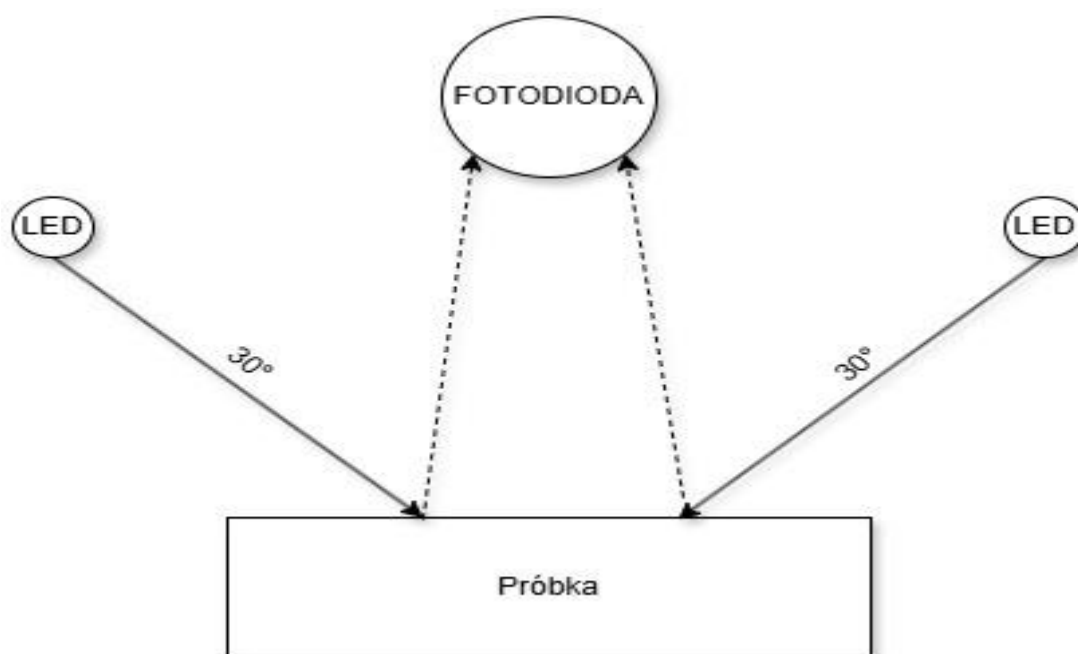


Dimensions in mm (inch). / Maße in mm (inch).

Rys 4.4.1. Wymiary fotodiody OSRAM BPW21 [12]

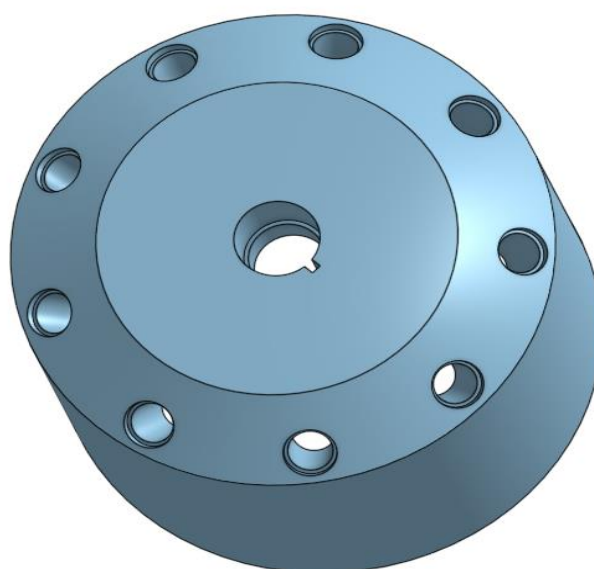


Rys 4.4.2. Rysunek techniczny sondy pomiarowej

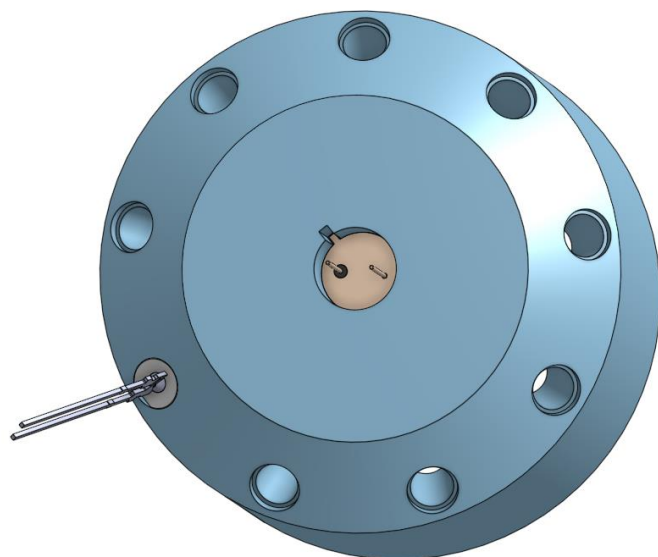


4.4.3. Ideowy schemat blokowy układu pomiarowego

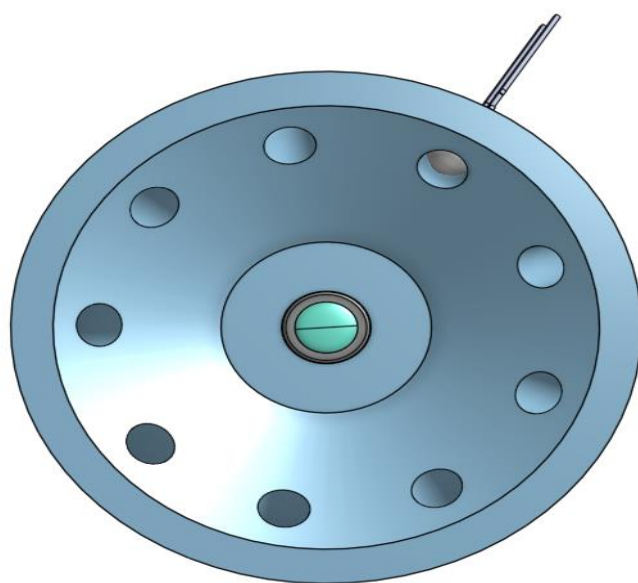
Kolejnym krokiem było zaimportowanie gotowych modeli 3D fotodiody i diody LED (model fotodiody udostępnia producent, natomiast dioda LED została zaimportowana z publicznego źródła) oraz ich złożenie z sondą pomiarową w celu weryfikacji poprawności wykonanych wymiarów. Poniżej na rys. 4.4.4 przedstawiono model 3D sondy pomiarowej widocznej od dołu bez złożenia, natomiast wynik złożenia fotodiody i diody LED z sondą pomiarową widoczny jest na rys. 4.4.5 oraz rys. 4.4.6.



Rys 4.4.4. Model 3D sondy pomiarowej widoczny od dołu



Rys 4.4.5. Model 3D sondy pomiarowej widoczny od dołu po operacji złożenia



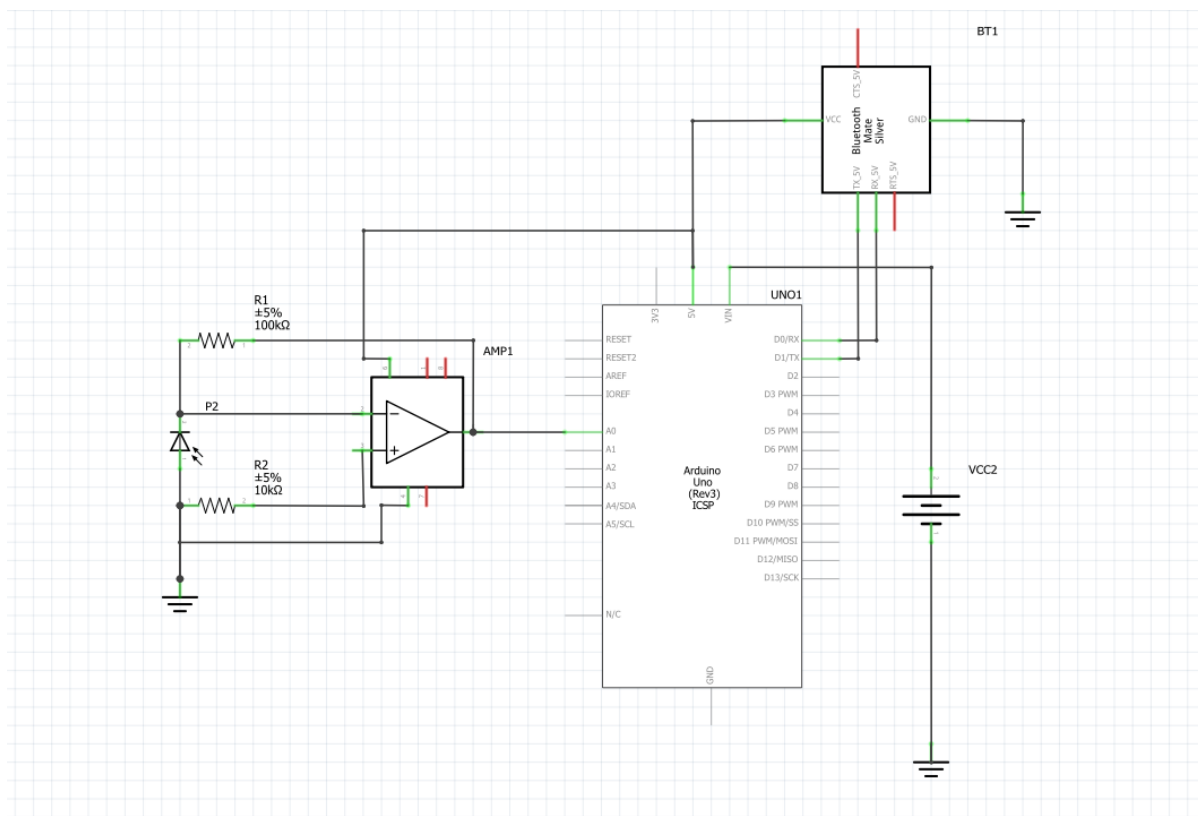
Rys 4.4.6. Model 3D sondy pomiarowej widoczny od góry po operacji złożenia

4.5 Montaż urządzenia i pierwsze testy

Podczas realizacji montażu urządzenia, z uwagi na potrzebę weryfikacji podstawowej funkcjonalności układu, wykonano testowe podłączenie elementów elektronicznych na płytce stykowej, pomijając diody LED. Celem tego etapu było sprawdzenie poprawności sygnału generowanego przez fotodiodę BPW21 wraz z układem wzmacniającym KIA358P, zasilania układu zapewnianego przez przetwornicę oraz poprawności komunikacji Bluetooth między modułem HM-10 a komputerem. W pierwszej kolejności dokonano montażu następujących komponentów na płytce stykowej:

- Fotodiody BPW21 w układzie wzmacniającym ze wzmacniaczem operacyjnym KIA358P, umożliwiającym wzmocnienie sygnału.
- Przetwornicy zapewniającej zasilanie z dwóch baterii AA oraz dostarczającej napięcie 5 V dla całego układu.
- Modułu Bluetooth HM-10, odpowiedzialnego za przesyłanie danych pomiarowych z mikrokontrolera do komputera.

Powyższe elementy składają się na układ odbiorczy całego urządzenia. Układ ten wykonano zgodnie z poniższym rys. 4.5.1.

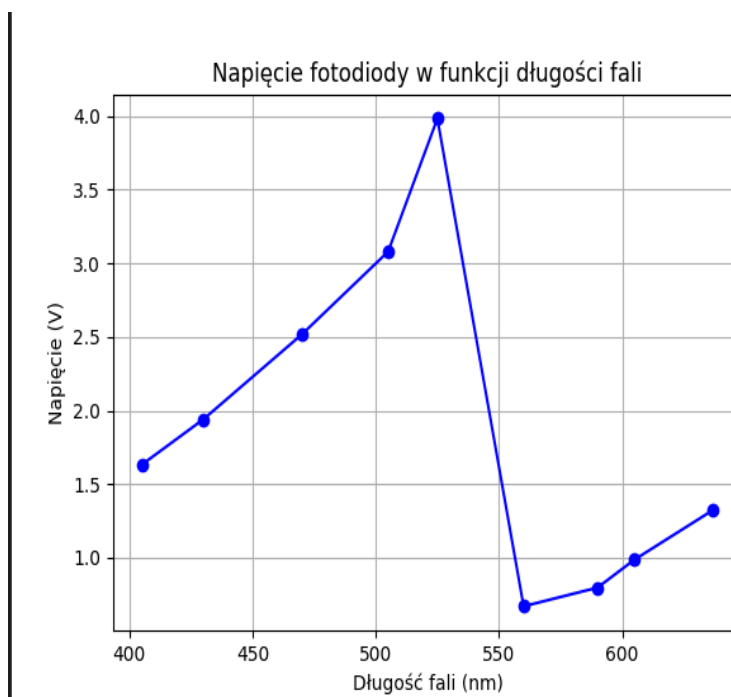


Rys. 4.5.1. Schemat elektroniczny układu odbiorczego urządzenia

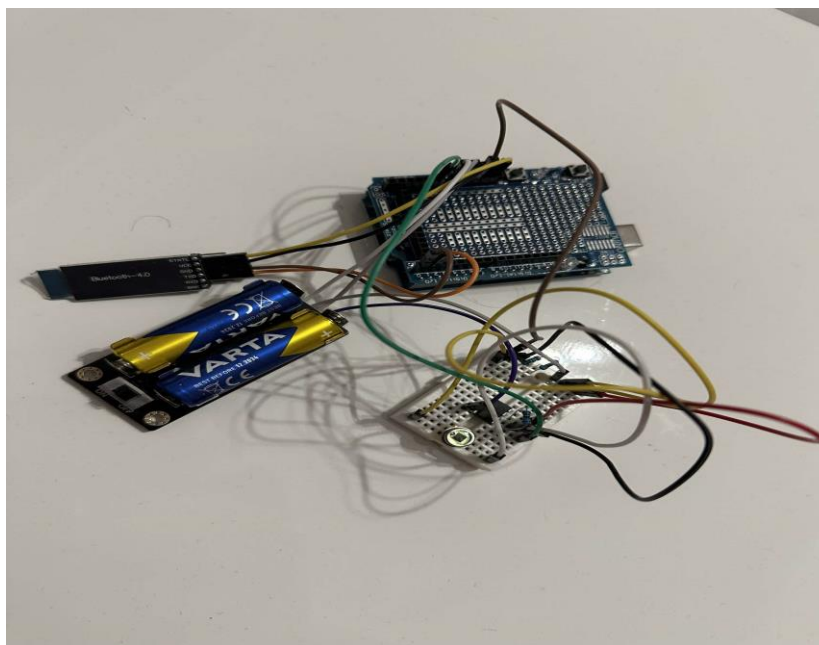
Przeprowadzony montaż umożliwia wykonanie testów sygnału z fotodiody w warunkach zmiennego oświetlenia. W celu symulacji różnych warunków naświetlenia zastosowano światło z latarki telefonu komórkowego, zmieniając odległość źródła światła od powierzchni fotodiody. Dane pomiarowe były przesyłane przez moduł Bluetooth do komputera i analizowane w czasie rzeczywistym. Wyniki testów wskazują na to, że fotodiody generuje napięcie w zakresie od 1,5 V do 4,0 V w zależności od odległości od źródła światła (rys. 4.5.2). Wstępnie uznano, że otrzymany sygnał wykazał odpowiednie wzmocnienie zapewnione przez wzmacniacz operacyjny.

Następnie przeprowadzono testy poprawności przesyłania danych przez moduł Bluetooth pomiędzy mikrokontrolerem a komputerem oraz zasilania całego układu z przetwornicy napięcia. Moduł Bluetooth za pomocą portów RX i TX na mikrokontrolerze, prawidłowo przesyła dane w postaci wartości napięcia odczytanych z fotodiody, co umożliwia bieżącą analizę. Wyniki testów potwierdziły, że sygnał z fotodiody jest proporcjonalny do natężenia światła i może być stabilnie przesyłany do komputera. Na rys. 4.5.3 przedstawiono urządzenie, które wykonano w celu weryfikacji poprawności funkcjonowania wyżej wymienionych elementów.

Odpowiednie wzmocnienie sygnału, zasilanie układu z dwóch baterii AA oraz poprawna komunikacja Bluetooth umożliwiają przejście do kolejnego etapu montażu, jakim jest wdrożenie sondy pomiarowej oraz diod LED do urządzenia.



Rys. 4.5.2. Wykres sygnału napięciowego fotodiody w funkcji długości fali



Rys. 4.5.3. Połączenie testowe urządzenia bez sondy pomiarowej i diod LED

Kolejnym krokiem jest montaż diod LED oraz samej sondy pomiarowej. Układ z diodami LED składa się na cały układ nadawczy urządzenia. Montażu dokonano według schematu widocznego na rys. 4.5.4. W urządzeniu ostatecznie dokonano montażu 7 diod LED, jednakże ze względu na zachowanie przejrzystości schematu, przedstawiono na nim tylko 3 diody LED, ponieważ do każdej diody LED będzie podłączony rezystor o tej samej wartości rezystancji. Połączenia diod obejmują piny cyfrowe na mikrokontrolerze od D2 – D8 włącznie.

Wartości natężenia prądu każdej diody LED zostały obliczone według poniższego wzoru (4.5.1).

$$I = \frac{V_z - V_f}{R} \quad (4.5.1)$$

- V_z – napięcie zasilania diody
- V_f – napięcie przewodzenia diody
- R – rezystancja diody

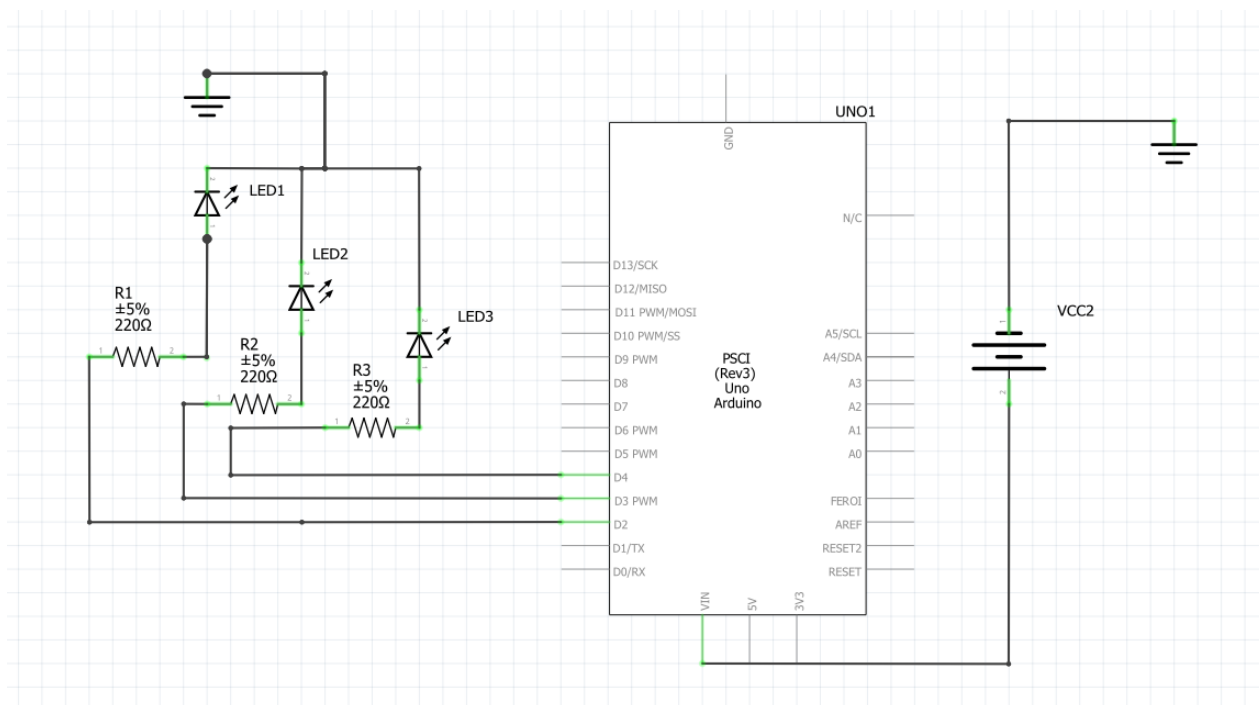
Wartości napięcia przewodzenia diody przyjęto zgodnie z deklaracją producenta. Na podstawie powyższego wzoru (4.5.1) wyznaczono natężenia prądu każdej diody LED w przypadku zastosowania rezystora 220 Ω . Wyniki przedstawiono w tabeli 4.5.1.

Tabela 4.5.1. Natężenia prądu diod LED w obwodzie z rezystorem o wartości 220 Ω

Długość fali diody LED [nm]	Natężenie prądu [mA]	Natężenie prądu nominalne [mA]
405	9,5	20
470	9,5	30
505	8,6	20
525	9,5	20
590	13,2	30
605	14,5	20
637	13,2	30

Zastosowanie rezystora o wartości 220 Ω do każdej diody LED zostało dobrane jako kompromis między uproszczeniem konstrukcji układu (zastosowanie jednego rodzaju rezystora dla wszystkich diod upraszcza proces projektowania i montażu układu, redukując potencjalne błędy i obniżając koszty), a zapewnieniem bezpieczeństwa i prawidłowego działania diod.

Rezystor ten ogranicza prąd płynący przez diody, zapobiegając przekroczeniu ich dopuszczalnych wartości nominalnych, co chroni je przed przegrzaniem i uszkodzeniem. Obniżenie prądu płynącego przez diody poniżej ich nominalnych wartości ma dodatkową zaletę w postaci zmniejszenia zużycia energii, co jest istotne w urządzeniach zasilanych bateryjnie, oraz wydłuża żywotność diod.



Rys. 4.5.4. Schemat elektroniczny układu nadawczego urządzenia

5. Część pomiarowa

5.1 Opis badanych próbek, procedura pomiarowa oraz wykorzystana aparatura

W celu przeprowadzenia pomiarów refleksyjności wykorzystano zestaw ośmiu próbek materiału Obomodulan (OBO) o różnych gęstościach, oznaczonych jako: 302, 500, 502, 630, 750, 850, 1000 oraz 1200, próbki te widoczne są na rys. 5.1.1. Materiały te charakteryzują się różną strukturą powierzchni, gładkością oraz zdolnością do odbijania światła, co czyni je odpowiednim obiektem badań w kontekście weryfikacji parametrów urządzenia do pomiaru refleksyjności. Przed przystąpieniem do analizy każda próbka była dokładnie oczyszczona, aby wykluczyć wpływ zabrudzeń na wyniki pomiarowe. Jako materiał referencyjny zastosowano próbkę Spectralon – materiał o wysokiej refleksyjności w szerokim zakresie długości fal, widoczny na rys. 5.1.2. Stanowisko pomiarowe składa się z dwóch niezależnych spektrometrów: opracowanego autorsko urządzenia oraz spektrometru komercyjnego Avantes AvaSpec-ULS2048L-2-USB2, które zostały wykorzystane do analizy refleksyjności próbek.

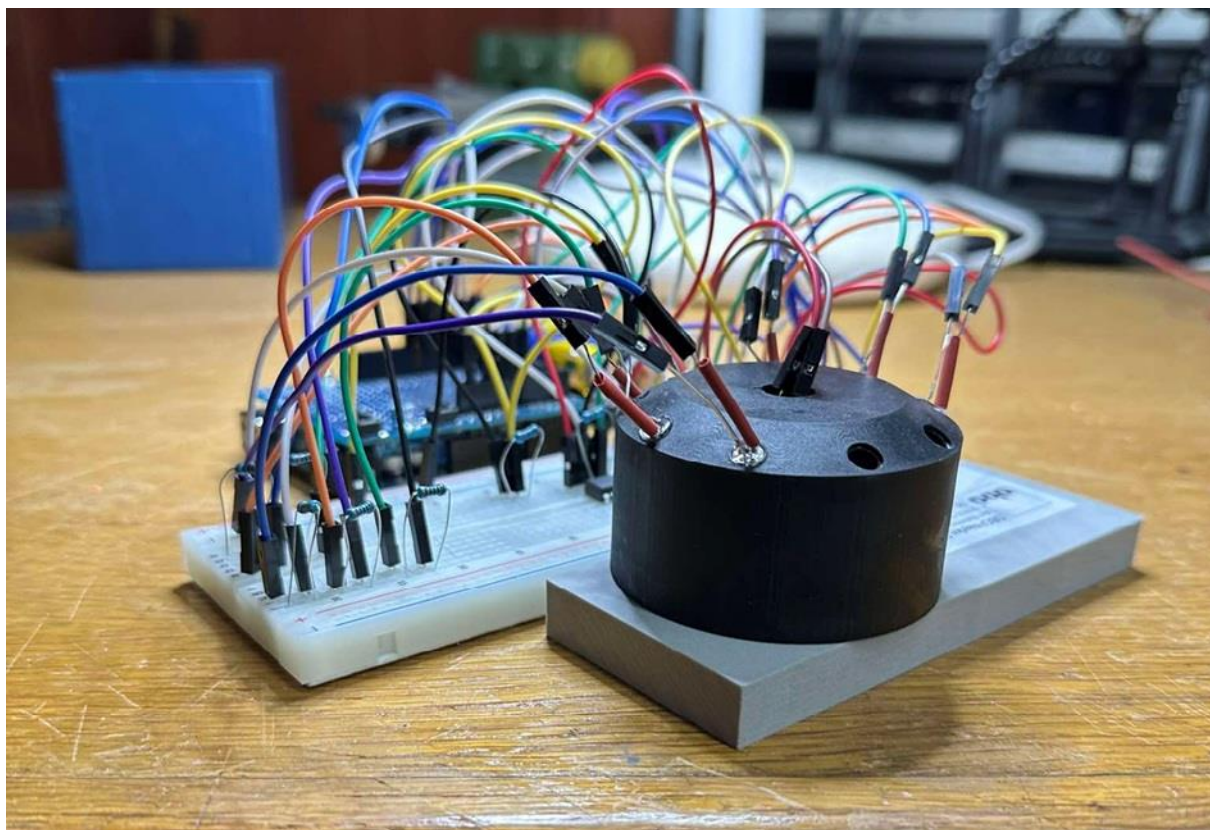


Rys. 5.1.1. Próbkę wykorzystane do pomiaru refleksyjności



Rys. 5.1.2. Próbką referencyjna Spectralon

W przypadku pomiaru z wykorzystaniem autorskiego urządzenia, w pierwszym kroku dokonywano pomiaru sygnału referencji z wykorzystaniem próbki Spectralon, uznawanej za punkt odniesienia dla wartości refleksyjności (100%). Następnie dokonywano pomiarów dla poszczególnych próbek Obomodulan, przykładowe stanowisko do pomiaru tych próbek przedstawiono na rys. 5.1.3. Wyniki pomiarowe były rejestrowane w formie widm refleksyjności oraz dokładnych wartości refleksyjności w 7 punktach pomiarowych.



Rys. 5.1.3. Stanowisko pomiarowe z wykorzystaniem autorskiego urządzenia

W celu weryfikacji wyników uzyskanych z urządzenia autorskiego, przeprowadzono równoległe pomiary próbek OBO za pomocą spektrometru Avantes AvaSpec-ULS2048L-2-USB2. W układzie pomiarowym zastosowano sferę całkującą ISP-30-6-R firmy Ocean Optics, która pełniła funkcję sondy pomiarowej, widoczną na rys. 5.1.4. Jej wewnętrzne ściany są pokryte materiałem o bardzo wysokiej refleksyjności dyfuzyjnej, co zapewnia równomierne rozprzaskanie światła wewnątrz sfery. Dzięki temu możliwe jest precyzyjne określenie całkowitej refleksyjności próbki, niezależnie od jej struktury czy właściwości optycznych. Sfera całkująca minimalizuje wpływ kąta padania światła na wynik pomiaru, co czyni ją narzędziem o wysokiej wiarygodności dla porównań międzysystemowych.

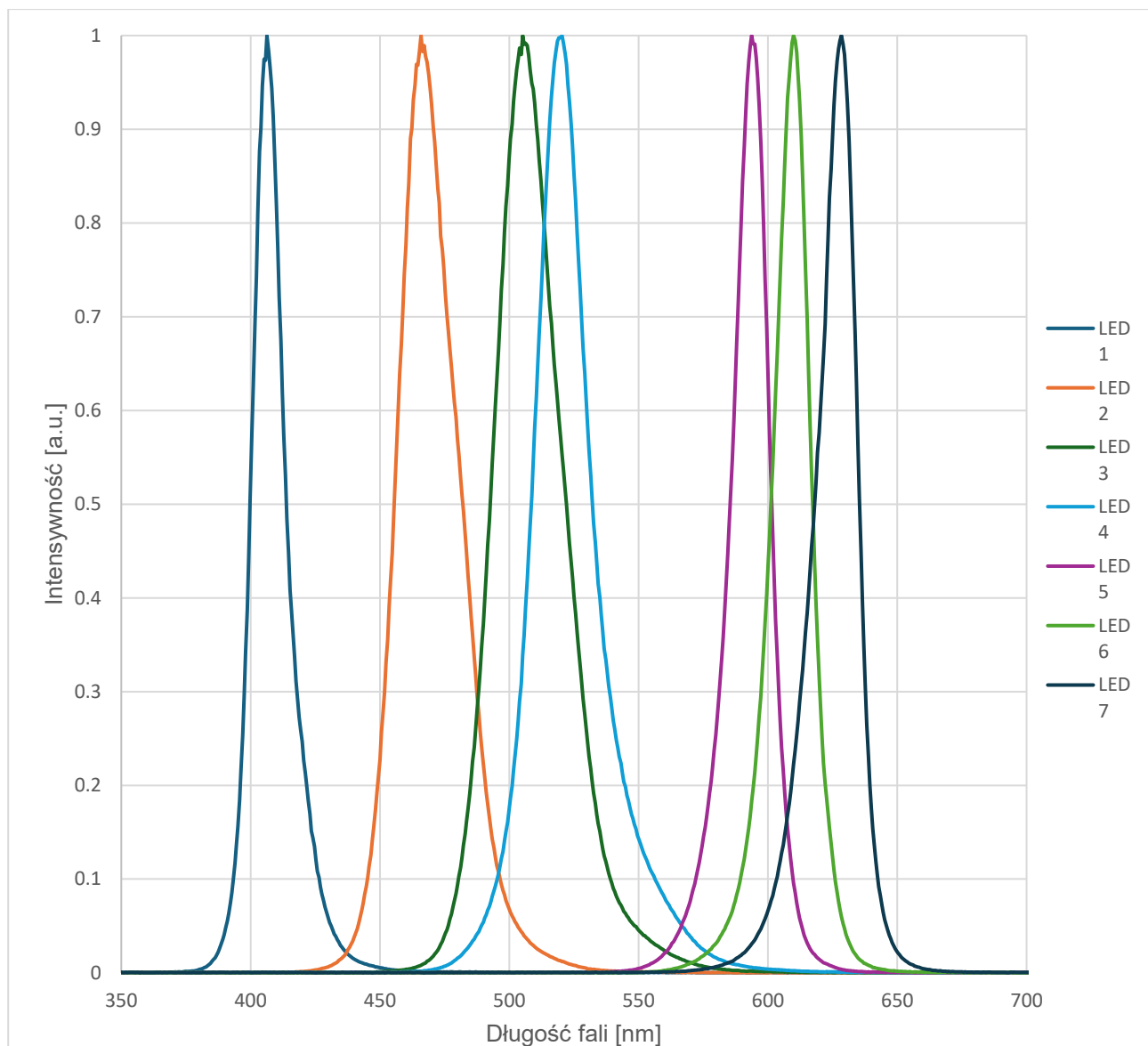


Rys. 5.1.4. Sfera całkująca zintegrowana z komercyjnym spektrometrem

5.2 Wyniki pomiarów i ich analiza w porównaniu z wynikami reflektancji wykonanymi komercyjnym spektrometrem

Jak już wcześniej wspomniano, w celu weryfikacji dokładności opracowanego urządzenia do pomiaru reflektancji dokonano porównania wyników uzyskanych za jego pomocą z wynikami spektrometru komercyjnego. Analiza objęła wszystkie osiem próbek Obomodulan (302, 500, 502, 630, 750, 850, 1200, 1000). Kalibracja obu urządzeń została przeprowadzona przy użyciu materiału referencyjnego Spectralon, którego reflektancja podczas obliczeń reflektancji, została przyjęta jako 100%.

Na samym początku, za pomocą komercyjnego spektrometru zmierzono widma każdej z diod LED, w celu dokładnego określenia długości fali, przy której występuje maksimum intensywności emitowanego promieniowania. Na rys 5.2.1 przedstawiono widma tych diod LED i określono maksima intensywności na długościach fal: 406, 466, 505, 520, 594, 610, 628 nm.



Rys. 5.2.1. Widma diod LED

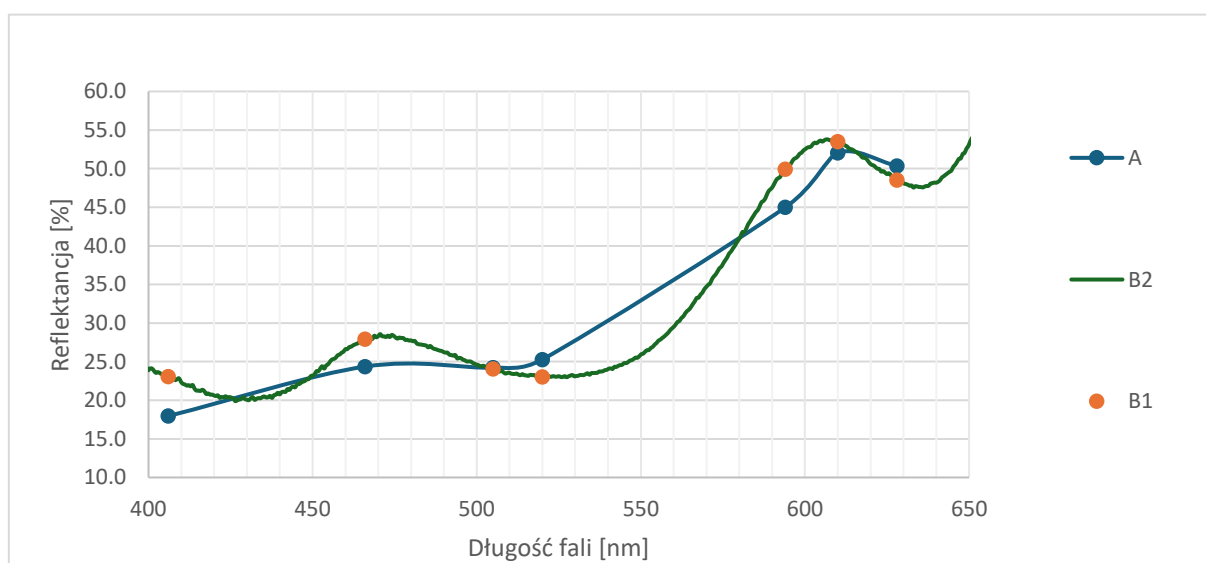
Do obliczeń reflektancji przyjęto reflektancję próbki referencyjnej jako 100%, jednakże następnie dokonano korekcji tych wartości w oparciu o dane ze świadectwa wzorcowania próbki referencyjnej. Poniżej w tab. 5.2.1 przedstawiono współczynniki reflektancji próbki referencyjnej na określonych długościach fal. Każdy wynik reflektancji otrzymany za pomocą autorskiego urządzenia został więc przemnożony przez współczynniki reflektancji z tabeli 5.2.1.

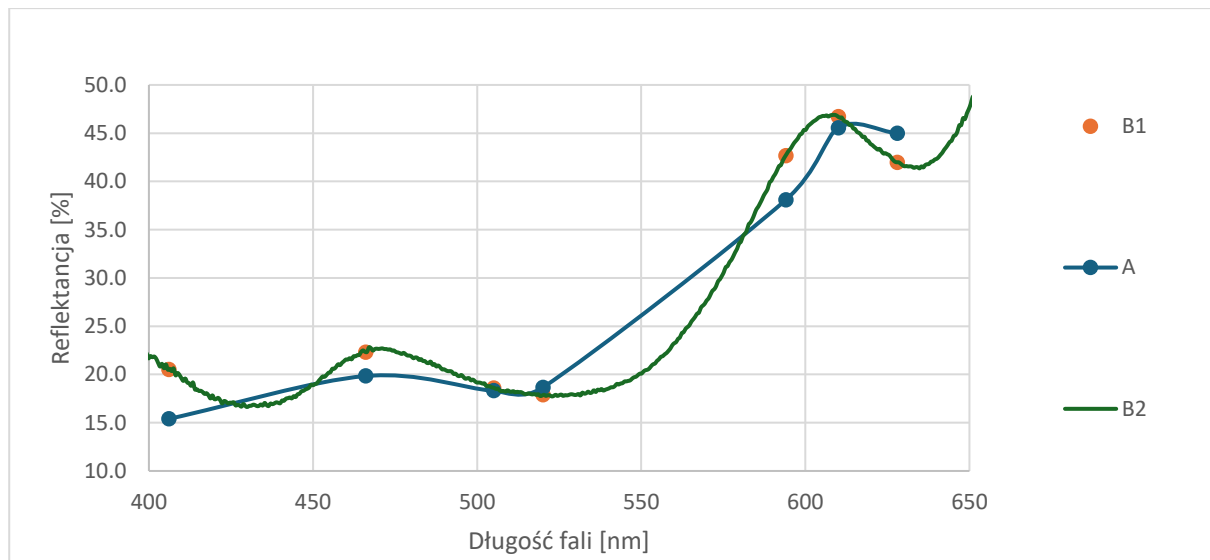
Tabela 5.2.1. Reflektancja próbki referencyjnej

Długość fali [nm]	Reflektancja [%]
406	0,954
466	0,970
505	0,974
520	0,976
594	0,980
610	0,981
628	0,982

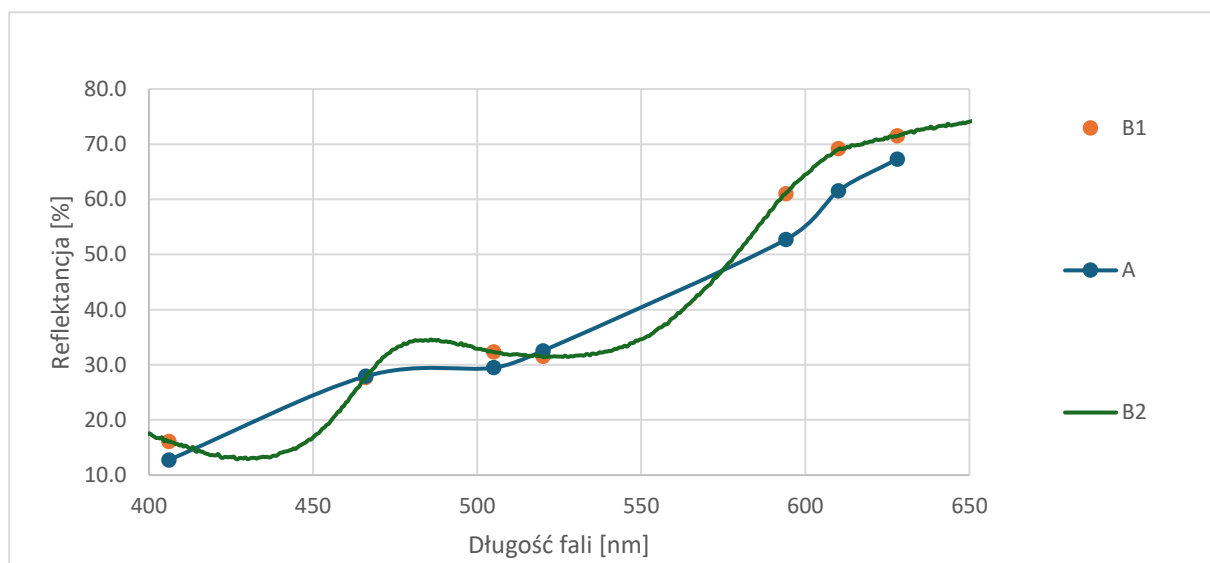
Na rys. 5.2.2 – 5.2.9 przedstawiono widma reflektancji każdej z próbek. Dla zachowania przejrzystości wykresów, krzywe w legendzie oznaczono jako A, B1 i B2, gdzie:

- A - krzywa z 7 punktów pomiarowych wykonanych za pomocą autorskiego urządzenia.
- B1 – identyczne punkty pomiarowe co w autorskim urządzeniu (komercyjny spektrometr)
- B2 - krzywa ze wszystkimi punktami pomiarowymi (komercyjny spektrometr)

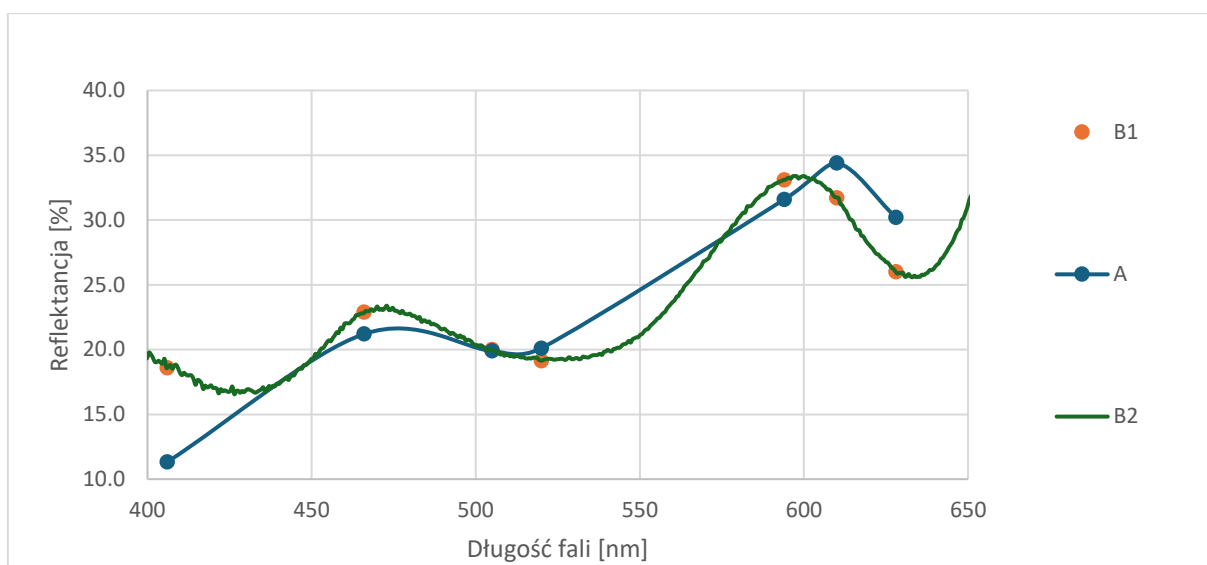
**Rys. 5.2.2.** Widma reflektancji próbki Obomodulan 302



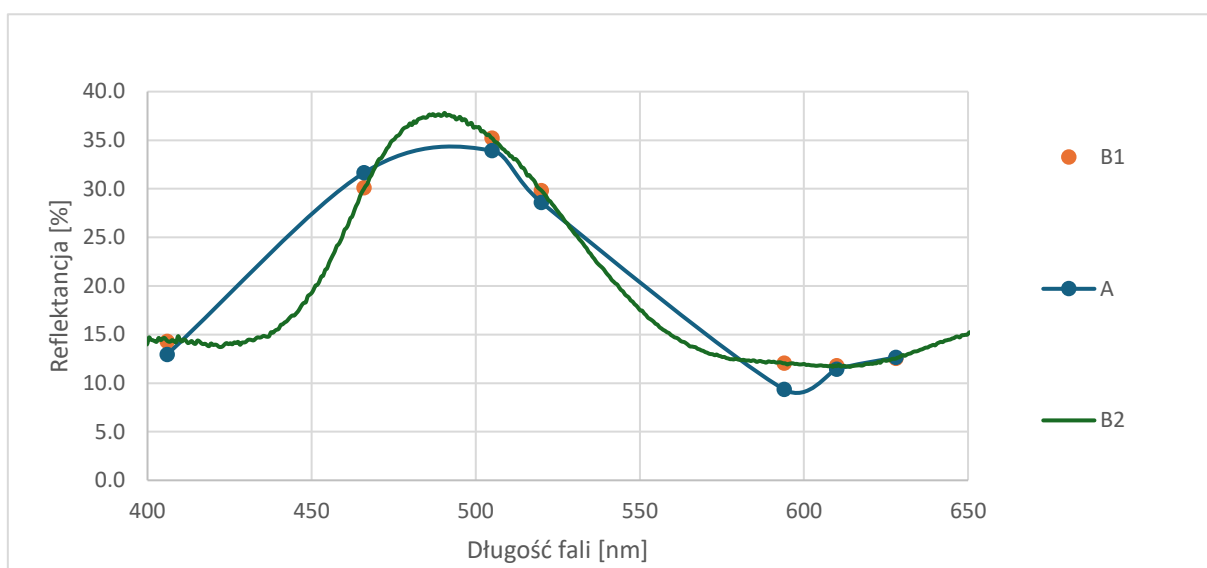
Rys. 5.2.3. Widma reflektancji próbki Obomodulan 500



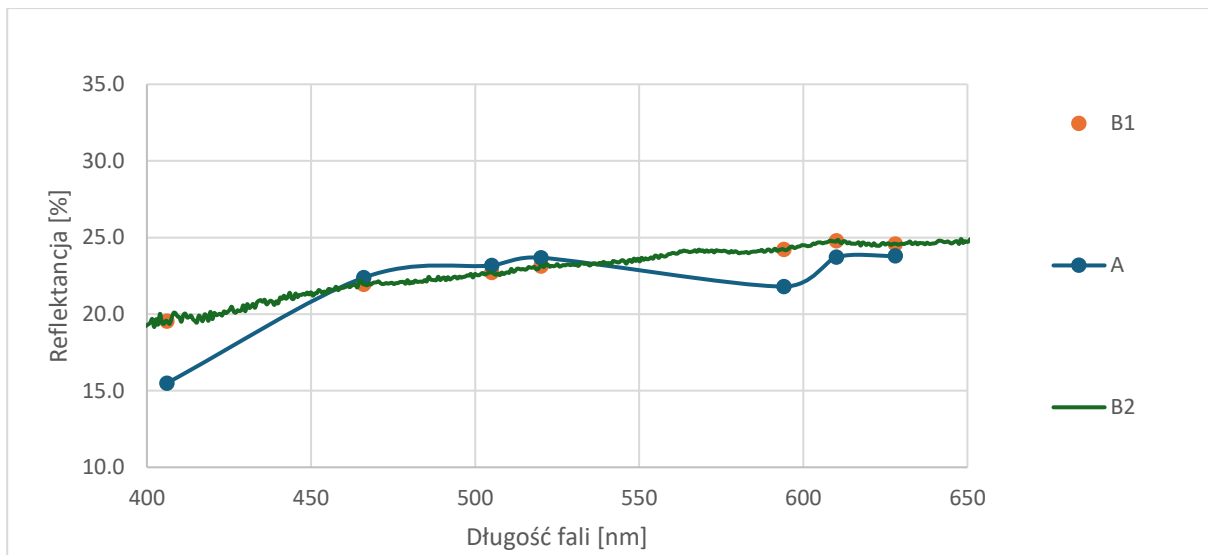
Rys. 5.2.4. Widma reflektancji próbki Obomodulan 502



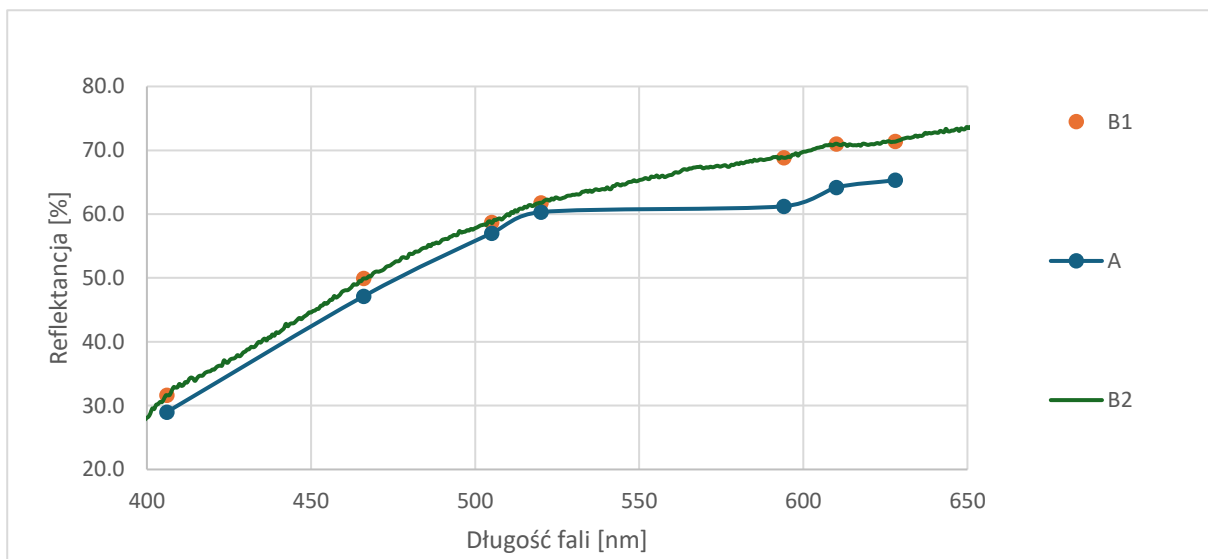
Rys. 5.2.5. Widma reflektancji próbki Obomodulan 630



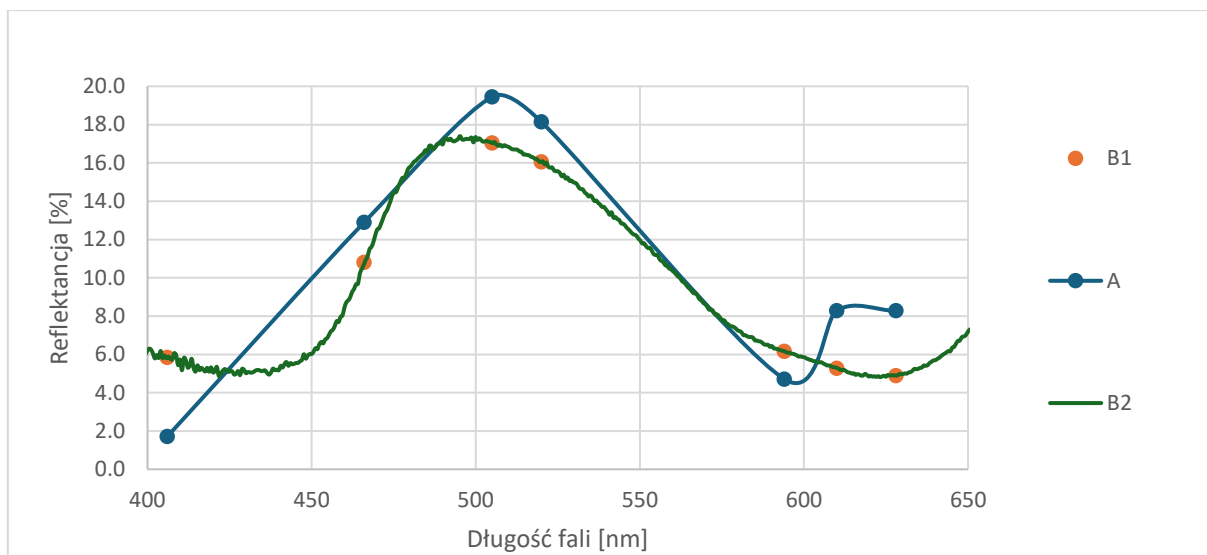
Rys. 5.2.6. Widma reflektancji próbki Obomodulan 750



Rys. 5.2.7. Widma reflektancji próbki Obomodulan 850



Rys. 5.2.8. Widma reflektancji próbki Obomodulan 1000



Rys. 5.2.9. Widma refleksyjności próbki Obomodulan 1200

Poniżej w tabeli 5.2.2 przedstawiono wyniki refleksyjności otrzymane za pomocą autorskiego spektrometru w 7 punktach pomiarowych oraz różnice tych wyników refleksyjności w porównaniu z wynikami refleksyjności z komercyjnego spektrometru w tych samych punktach pomiarowych.

Tabela 5.2.2. Zestawienie wyników pomiarów refleksyjności oraz różnic w porównaniu z komercyjnym spektrometrem

	Długość fali [nm]	Reflektancja [%]	Różnica [%]
OBO 302	406	18,0	5,1
	466	24,4	3,5
	505	24,2	0,2
	520	25,3	2,2
	594	45,0	5,0
	610	52,0	1,5
	628	50,4	1,8
OBO 500	406	15,4	5,1
	466	19,8	2,5
	505	18,3	0,3
	520	18,7	0,8
	594	38,1	4,6
	610	45,6	1,2
	628	45,0	3,0

Tabela 5.2.2. Zestawienie wyników reflektancji oraz różnic w porównaniu z komercyjnym spektrometrem

	Długość fali [nm]	Reflektancja [%]	Różnica [%]
OBO 502	406	12,7	3,4
	466	27,9	0,2
	505	29,5	2,8
	520	32,5	1,0
	594	52,7	8,3
	610	61,5	7,6
	628	67,3	4,2
OBO 630	406	11,3	7,3
	466	21,2	1,7
	505	19,9	0,1
	520	20,1	1,0
	594	31,6	1,5
	610	34,4	2,7
	628	30,2	4,2
OBO 750	406	13,0	1,3
	466	31,7	1,6
	505	34,0	1,3
	520	28,6	1,2
	594	9,3	2,7
	610	11,4	0,4
	628	12,7	0,1
OBO 850	406	15,5	4,0
	466	22,4	0,4
	505	23,2	0,5
	520	23,7	0,6
	594	21,8	2,4
	610	23,7	1,1
	628	23,8	0,8
OBO 1000	406	29,0	2,6
	466	47,1	2,8
	505	57,0	1,7
	520	60,3	1,5
	594	61,2	7,6
	610	64,2	6,8
	628	65,3	6,1
OBO 1200	406	1,7	4,1
	466	12,9	2,1
	505	19,5	2,4
	520	18,1	2,1
	594	4,7	1,5
	610	8,3	3,0
	628	8,3	3,4

W pracy wykonano również trzykrotny pomiar próbki referencyjnej w celu sprawdzenia, czy spektrometr jest w stanie zapewnić powtarzalne wyniki przy pomiarach tej samej próbki. Poniżej w tabeli 5.2.3 przedstawiono wyniki reflektancji tej samej próbki.

Tabela 5.2.3. Wyniki reflektancji wykonane dla identycznej próbki

	Pomiar I	Pomiar II	Pomiar III	
Długość fali [nm]	Reflektancja [%]	Reflektancja [%]	Reflektancja [%]	Rozrzut wyników [%]
406	98,9	101,1	100	2,2
466	98,7	98,6	99,7	1,1
505	100	101,2	101,9	1,9
520	98,9	100,3	100,5	1,6
594	98,8	100,8	99,6	2,0
610	99,5	99,5	101,8	2,3
628	99,8	100,2	100,2	0,4

Wyniki reflektancji próbek Obomodulan (OBO) w porównaniu z wynikami uzyskanymi za pomocą komercyjnego spektrometru Avantes AvaSpec-ULS2048L-2-USB2 wskazują na wysoką zgodność w zakresie średnich długości fal (466–520 nm), jednakże większe różnice pojawiają się w zakresie fal krótkich (406 nm) oraz długich (594–628 nm). Dla długości fali 406 nm, która odpowiada światłu fioletowemu, zauważono, że źródło światła używane w pomiarach cechowało się najslabszą intensywnością emisji w tym zakresie. Natężenia prądu przepływające przez diody (dla diod od 406 nm do 520 nm) są o zbliżonych wartościach, więc powodem dla którego dioda LED o długości fali 406 nm świeci najslabiej ze wszystkich, może być fakt, że diody LED o krótszych długościach fal są trudniejsze do wytworzenia z wysoką efektywnością. Materiały półprzewodnikowe odpowiednie dla emisji w tym zakresie fal mają mniejszą wydajność emisji promieniowania niż materiały dla zielonego światła. Mniejsza wydajność emisji promieniowania dla tej długości fali mogła wpłynąć na większe różnice w wynikach reflektancji. Słabe natężenie światła w tym zakresie mogło prowadzić do niedostatecznego oświetlenia próbek, co w połączeniu z porowatą strukturą ich powierzchni skutkowało większymi różnicami otrzymanych reflektancji.

W średnim zakresie widzialnego światła (466–520 nm) uzyskano wysoką zgodność wyników, a różnice reflektancji w większości przypadków nie przekraczały 2%. Próbki takie jak OBO 850 i OBO 750 wykazały szczególnie niskie różnice, co wskazuje na największą efektywność opracowanego spektrometru przy pomiarach materiałów o gładkiej i jednorodnej powierzchni. Dla długości fal w zakresie 594–628 nm różnice były bardziej znaczące,

szczególnie w przypadku próbek o wyższej refleksyjności, takich jak OBO 502 i OBO 1000, gdzie różnice dochodziły do 8,3% i 7,6%. Te wyniki sugerują, że przy dłuższych falach autorski spektrometr może być bardziej podatny na błędy związane z odbiciem kierunkowym i rozpraszaniem światła.

Ograniczenie zestawu LED do siedmiu wybranych długości fal może również znacząco wpłynąć na wyniki pomiarów refleksyjności próbek, zwłaszcza jeśli ich charakterystyka spektralna zmienia się gwałtownie w zakresach długości fal, które nie są bezpośrednio mierzone. Na przykład, duże luki pomiędzy 406 a 466 nm czy 520 a 594 nm oznaczają, że wszelkie pikowe lub nagłe zmiany w refleksyjności w tych zakresach nie zostaną uwzględnione, co może prowadzić do nieprawidłowej interpolacji danych. Dodatkowo, jeśli próbka ma wąskie piki odbicia, charakterystyczne dla specyficznych długości fal, których diody LED nie obejmują, te szczegóły zostaną pominięte. Może to skutkować błędnymi wnioskami co do jej składu lub struktury.

Wyniki pomiarów refleksyjności tej samej próbki widoczne w tabeli 5.2.3 wskazują na drobne odchylenia od teoretycznych 100%, które prawdopodobnie wynikają z niestabilności zasilania układu, np. niewielkich wahań napięcia zasilającego mikrokontrolera, będącego kluczowym elementem w generowaniu sygnału sterującego, powodując już na samym starcie różnice w refleksyjnościach pomiędzy autorskim a komercyjnym spektrometrem. Te różnice mogą być minimalizowane przez zastosowanie precyzyjnych źródeł zasilania lub dodatkowych elementów stabilizujących napięcie.

Różnice w wynikach mogą być również wyjaśnione różnicami w geometrii pomiarowej obu spektrometrów. Spektrometr komercyjny wykorzystuje sferę całkującą, która równomiernie rozprasza światło wewnątrz swojej powierzchni, co pozwala na precyzyjny pomiar odbicia niezależnie od kąta padania światła czy struktury powierzchni próbki. Natomiast opracowany spektrometr opiera się na bezpośredniej geometrii pomiarowej, która może być bardziej wrażliwa na lokalne nierówności i chropowatość powierzchni, co szczególnie uwidoczniło się w przypadku próbek OBO 302 i 500.

6. Podsumowanie

Celem niniejszej pracy inżynierskiej było zaprojektowanie, skonstruowanie oraz przeprowadzenie weryfikacji działania przenośnego spektrometru do pomiaru refleksyjności. Zrealizowany projekt obejmował wybór odpowiednich komponentów optycznych i elektronicznych, takich jak mikrokontroler, fotodioda, wzmacniacz operacyjny oraz diody LED o określonych długościach fal, a także opracowanie dedykowanego oprogramowania umożliwiającego akwizycję i analizę danych. Całość prac uwzględniała również wykonanie sondy pomiarowej oraz przeprowadzenie testów urządzenia w celu oceny jego funkcjonalności i dokładności w porównaniu z wynikami uzyskanymi przy użyciu komercyjnego spektrometru Avantes AvaSpec-ULS2048L-2-USB2.

Opracowany spektrometr cechuje się kompaktową budową, mobilnością oraz możliwością pomiaru refleksyjności w zakresie długości fal od 406 do 628 nm. W ramach badań wykorzystano osiem próbek materiału Obomodulan (OBO) o zróżnicowanych strukturach powierzchni, co pozwoliło na analizę funkcjonalności urządzenia w różnych warunkach. Kalibracja spektrometru przeprowadzana była przy użyciu próbki referencyjnej Spectralon o wysokiej refleksyjności bliskiej 100%, co zapewniło wysoką wiarygodność uzyskanych wyników.

Wyniki wskazują, że opracowany spektrometr osiąga wysoką zgodność z urządzeniem komercyjnym w średnim zakresie długości fal, co potwierdza jego potencjał do zastosowań w pomiarach refleksyjności. Różnice w wynikach dla fal krótkich (406 nm) i długich (594–628 nm) wskazują jednak na możliwości dalszej optymalizacji urządzenia, w tym poprawy źródła światła w zakresie krótkich fal, precyzyjniejszej stabilizacji napięcia zasilającego oraz uwzględnienia wpływu struktury powierzchni próbek na wynik pomiaru. Zastosowanie sfery całkującej w układzie pomiarowym mogłoby dodatkowo zminimalizować wpływ geometrii i kierunkowości odbicia, co zwiększyłoby dokładność pomiarów.

Opracowane urządzenie posiada potencjał do zastosowań w pomiarach refleksyjności skóry człowieka. Refleksyjność skóry jest kluczowym parametrem w diagnostyce medycznej, umożliwiającym nieinwazyjną ocenę stanu zdrowia pacjenta, takich jak zawartość hemoglobiny a także ogólny stan ukrwienia tkanek. Opracowany spektrometr, w połączeniu z odpowiednio dobranym oprogramowaniem analitycznym, oraz wykorzystaniem prawidłowych

próbek referencyjnych, mógłby umożliwić pomiar tych parametrów w warunkach klinicznych, a nawet w domowym użytku pacjentów.

Podsumowując, zrealizowany projekt spełnił założone cele, potwierdzając zdolność opracowanego spektrometru do pomiarów reflektancji. Wyniki wskazują na potencjalne zastosowania w diagnostyce medycznej czy do zastosowań przemysłowych. Dalsze prace mogłyby skupić się na rozszerzeniu zakresu długości fal, zastosowaniu większej ilości diod LED lub implementacji elementu dyspersyjnego w celu zwiększenia rozdzielczości w zakresie długości fal.

Bibliografia

- [1] Rob Morris, Ocean Insight, „Reflectance Spectroscopy - A useful Technique for Analysing Solid Samples”.
- [2] Perry Edwards, Chenji Zhang, Baigang Zhang, Xiangqian hong, Vivek K. Nagarajan, Bing Yu & Zhiwen Liu, „Smartphone based optical spectrometer for diffusive reflectance spectroscopic measurement of hemoglobin,” 2017.
- [3] B. a. J. A. P. M. R. Rox Anderson, „The Optics Of Human Skin,” 1981.
- [4] D. J. B. D. J. E. E. G. J. A. C. G. W. F. a. J. W. F. J B Dawson, „A theoretical and experimental study of light absorption and scattering by in vivo skin,” 1980.
- [5] M. H.-S. G. L. a. J. B. D. J W Feather, „A portable scaninng reflectance spectrophotometer using visible wavelengths for the rapid measurement of sking pigments,” 1989.
- [6] B. F. a. W. L. P Chen, „Estimation of regional hemoglobin concentration in biological tissues using diffuse reflectance spectroscopy with a novel spectral interpretation algorithm,” 2011.
- [7] D. W. Ball, The Basics Of Spectroscopy, Bellingham: SPIE, 2001.
- [8] G. Kortum, Reflectance Spectroscopy, Tubingen: Springer-Verlag New York Inc. , 1969.
- [9] T. J. Ahrens, Rock Physics & Phase Relations, Washington: American Geophysical Union, 1995.
- [10] J. H. Gross, Mass Spectrometry, Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2004, 2004.

Strony internetowe

- [11] <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/> (dostęp 10.10.2024)
- [12] [BPW 21 ams OSRAM - Fotodiody | TO5; THT; 550nm; 350÷820nm; 55°; 2nA; przezroczysta; BPW21-O | TME - Części elektroniczne Polska](#) (dostęp 15.11.2024)

Spis ilustracji

Rys. 2.1.1. Bieg promieni w zależności od rodzaju reflektancji [1]	8
Rys. 2.2.1. Schemat dróg optycznych w skórze człowieka [3].....	9
Rys. 2.3.1. Wykres zależności molowego współczynnika absorpcji Hb oraz HbO ₂ w zależności od długości fali [11]	10
Rys. 4.3.1. Schemat blokowy funkcjonalności programu	18
Rys. 4.4.1. Wymiary fotodiody OSRAM BPW21 [12]	20
Rys. 4.4.2. Rysunek techniczny sondy pomiarowej	20
Rys. 4.4.3. Ideowy schemat blokowy układu pomiarowego	21
Rys. 4.4.4. Model 3D sondy pomiarowej widoczny od dołu.....	21
Rys. 4.4.5. Model 3D sondy pomiarowej widoczny od dołu po operacji złożenia.....	22
Rys. 4.4.6. Model 3D sondy pomiarowej widoczny od góry po operacji złożenia	22
Rys. 4.5.1. Schemat elektroniczny układu odbiorczego urządzenia	24
Rys. 4.5.2. Wykres sygnału napięciowego fotodiody w funkcji długości fali	25
Rys. 4.5.3. Połączenie testowe urządzenia bez sondy pomiarowej i diod LED	25
Rys. 4.5.4. Schemat elektroniczny układu nadawczego urządzenia	27
Rys. 5.1.1. Próbkki wykorzystane do pomiaru reflektancji	28
Rys. 5.1.2. Próbkka referencyjna Spectralon.....	29
Rys. 5.1.3. Stanowisko pomiarowe z wykorzystaniem autorskiego urządzenia.....	30
Rys. 5.1.4. Sfera całkująca zintegrowana z komercyjnym spektrometrem	31
Rys. 5.2.1. Widma diod LED	33
Rys. 5.2.2. Widma reflektancji próbki Obomodulan 302	33
Rys. 5.2.3. Widma reflektancji próbki Obomodulan 500	34

Rys. 5.2.4. Widma refleksyj próbki Obomodulan 502	34
Rys. 5.2.5. Widma refleksyj próbki Obomodulan 630	34
Rys. 5.2.6. Widma refleksyj próbki Obomodulan 750	34
Rys. 5.2.7. Widma refleksyj próbki Obomodulan 850	34
Rys. 5.2.8. Widma refleksyj próbki Obomodulan 1000	34
Rys. 5.2.9. Widma refleksyj próbki Obomodulan 1200	34

Spis tabel

Tabela 4.5.1. Natężenia prądu diod LED w obwodzie z rezystorem o wartości 220 Ω	26
Tabela 5.2.1. Refleksja próbki referencyjnej	33
Tabela 5.2.2. Zestawienie wyników refleksyj oraz różnic w porównaniu z komercyjnym spektrometrem	37
Tabela 5.2.3. Wyniki refleksyj wykonane dla identycznej próbki.....	39

Wyrażam zgodę na udostępnienie mojej pracy
w czytelni Archiwum WAT.

Gracjan Materna
Warszawa, dnia 14.01.2025

Wykonano w jednym egzemplarzu.
Warszawa, dnia 14.01.2025