



AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA

Raport z projektu

Monitor snu

z przedmiotu

Sensory w Aplikacjach Wbudowanych

Elektronika i Telekomunikacja – Systemy Wbudowane, rok I studiów
magisterskich

Maciej Zieliński

Bartłomiej Woś

Piotr Wilkoń

14.06.2024 r.

Spis treści

Lista oznaczeń	4
1. Opis i założenia projektu	5
1.1. Założenia projektowe i wysokopoziomowy opis projektu	5
1.1.1. Założenia projektowe odnośnie warstwy sprzętowej.....	5
1.1.2. Założenia projektowe odnośnie oprogramowania wbudowanego.....	5
1.1.3. Założenia projektowe odnośnie oprogramowania komputerowego.....	5
1.2. Podział odpowiedzialności	6
2. Sprzęt	6
2.1. Wybór komponentów.....	6
2.1.1. Frontend do pomiaru sygnałów elektrobiologicznych – TI ADS1299	6
2.1.2. Sensor do pomiaru tętna i saturacji – AD MAX30102	7
2.1.3. Sensor do pomiaru stężenia CO ₂ w powietrzu – Sensirion SCD40.....	7
2.1.4. Mikrokontroler – ST STM32F103C8T6	7
2.1.5. Pozostałe elementy	8
2.2. Opis schematu.....	8
2.2.1. Blok mikrokontrolera.....	9
2.2.2. Blok EEG	10
2.2.3. Blok zasilania.....	11
2.2.4. Blok złącz.....	11
2.3. PCB	12
2.3.1. Opis PCB.....	12
2.3.2. Widok 3D.....	13
2.4. Mechanika.....	13
3. Zasada działania EEG	15
3.1. Pomiar sygnałów	15
3.2. Polaryzacja wejść.....	16
3.3. Detekcja poprawności podłączenia elektrod.....	17
4. Oprogramowanie	18
4.1. Oprogramowanie wbudowane	18
4.2. Oprogramowanie komputerowe.....	21
5. Uruchomienie.....	23
5.1. Montaż i wstępne uruchomienie urządzenia.....	24
5.2. Uruchomienie EEG	24
5.3. Uruchomienie pomiaru dwutlenku węgla	24
5.4. Uruchomienie pomiaru tętna i saturacji.....	24

5.5.	Uruchomienie aplikacji	25
6.	Testowanie i niezawodność	25
6.1.	Detekcja poprawności podłączenia elektrod EEG	25
6.2.	Detekcja poprawności umiejscowienia czujnika saturacji i prawidłowości wyników pomiarów	25
7.	Dalszy rozwój.....	27
	Bibliografia	28

Lista oznaczeń

ADC	<i>Analog to Digital Converter</i> – przetwornik analogowo-cyfrowy
CDC	<i>Communication Device Class</i> – klasa USB umożliwiająca m. in. emulację portu szeregowego
DC	<i>Direct Current</i> – prąd stały
DMA	<i>Direct Memory Access</i> – bezpośredni dostęp do pamięci
EEG	Elektroencefalografia – nieinwazyjne badanie fal mózgowych
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i> – dwuprzewodowa międzyukładowa magistrala komunikacyjna
LDO	<i>Low-Dropout regulator</i> – stabilizator napięcia
LED	<i>Light Emitting Diode</i> – dioda elektroluminescencyjna
LSB	<i>Least Significant Bit</i> – najmniej znaczący (najmłodszy) bit
MCU	<i>Microcontroller Unit</i> – mikrokontroler
PCB	<i>Printed Circuit Board</i> – obwód drukowany
PET-G	<i>Polyethylene Terephthalate Glycol-modified</i> – rodzaj tworzywa sztucznego używanego do druku 3D
RAM	<i>Random Access Memory</i> – pamięć o dostępie swobodnym
SMD	<i>Surface Mount Device</i> – elementy elektroniczne montowane powierzchniowo
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i> – trójprowadowa międzyukładowa magistrala komunikacyjna
SWD	<i>Serial Wire Debug</i> – interfejs programowania i debugowania rdzeni ARM
THT	<i>Through-Hole Technology</i> – przewlekany montaż elementów elektronicznych
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
---	---

1. Opis i założenia projektu

1.1. Założenia projektowe i wysokopoziomowy opis projektu

1.1.1. Założenia projektowe odnośnie warstwy sprzętowej

- Zintegrowane urządzenie, będące interfejsem pomiędzy pacjentem i komputerem.
- Wyszczegółony układ do nieinwazyjnego pomiaru sygnałów biologicznych – EEG – poprzez użycie odpowiednich elektrod umieszczanych na głowie pacjenta.
- Nieinwazyjny czujnik tętna i saturacji umieszczany na palcu pacjenta.
- Czujnik dwutlenku węgla w otoczeniu.
- Magistrala USB będąca interfejsem łączącym urządzenie z komputerem i zapewniającym zasilanie urządzenia.
- Czterowarstwowa płytk drukowana z dzieloną masą i zasilaniem, umożliwiającą minimalizację zakłóceń.

1.1.2. Założenia projektowe odnośnie oprogramowania wbudowanego

- Interfejs pomiędzy sensorami i komputerem.
- Jednoczesna obsługa wszystkich sensorów w sposób nieblokujący.
- Komunikacja z użyciem trybu CDC (wirtualny port szeregowy).
- Protokół komunikacyjny zapewniający prostotę, mały narzut i uniwersalność.
- Dwustronna komunikacja: pobieranie danych i wprowadzanie ustawień.

1.1.3. Założenia projektowe odnośnie oprogramowania komputerowego

- Odbiór danych z urządzenia i ich wyświetlanie w postaci wykresów oraz wartości.
- Interfejs konfiguracji EEG (wzmocnienie kanałów, tryb pracy itp.).
- Analiza sygnału (częstotliwościowa, wykrywanie nieprawidłowości itp.).

Celem projektu było wykonanie zintegrowanego monitora snu, tj. urządzenia umożliwiającego obserwację i analizę typowych sygnałów biologicznych podczas snu. Urządzenie analizuje fale mózgowie (elektroencefalografia) poprzez użycie nieinwazyjnych elektrod, tętno i puls poprzez użycie sensora optycznego, a także mierzy stężenie dwutlenku węgla w powietrzu. Wyniki pomiarów analizowane są przez oprogramowanie komputerowe, co pozwala na obserwację faz snu, wykrywanie anomalii, a także analizę wpływu czynników zewnętrznych (stężenia CO₂) na jakość snu.

1.2. Podział odpowiedzialności

Odpowiedzialność członków zespołu podzielona była według Tab. 1.

Tab. 1: Podział odpowiedzialności członków zespołu

Osoba	Podział odpowiedzialności
Maciej Zieliński	Projekt PCB, biblioteki sensorów, mechanika
Bartłomiej Woś	Projekt PCB, biblioteki sensorów, software PC
Piotr Wilkoń	Projekt PCB, biblioteki sensorów, firmware embedded

2. Sprzęt

2.1. Wybór komponentów

2.1.1. Frontend do pomiaru sygnałów elektrobiologicznych – TI ADS1299

Jednym z podstawowych elementów całego systemu jest blok przetwarzania sygnałów elektrobiologicznych, w tym przypadku fal mózgowych. Pomiar takich sygnałów są utrudnione ze względu na ich bardzo małe amplitudy (rzędu dziesiątek mikrowoltów), przy jednoczesnym występowaniu dużej ilości zakłóceń – przede wszystkim pochodzących z sieci energetycznej (50 Hz) oraz szumów pochodzących z zasilania oraz od innych układów. Istotnym problemem są także szумы własne samego układu. Do pomiaru takich sygnałów zastosowanie zwykłych wzmacniaczy oraz przetwornika ADC w mikrokontrolerze jest niewystarczające, stąd konieczne jest użycie zewnętrznego układu.

Po analizie dostępności i cen tego typu urządzeń zdecydowano się na układ **ADS1299-4** firmy Texas Instruments. Jest to układ o czterech różnicowych torach sygnałowych, które zawierają:

- multiplekser umożliwiający wybór trybu pracy,
- wzmacniacz niskoszumny o regulowanym wzmocnieniu,
- przetwornik analogowo-cyfrowy o rozdzielczości 24 bitów,
- źródła prądowe oraz komparator do detekcji prawidłowego podłączenia elektrod.

Producent deklaruje szum na poziomie $1\ \mu\text{V}_{\text{pp}}$ w paśmie 70 Hz.

Układ posiada ponadto wbudowany wzmacniacz sygnału polaryzującego, co umożliwia poprawne spolaryzowanie wejść wzmacniaczy przy zasilaniu niesymetrycznym, a także eliminację zakłóceń, przede wszystkim z sieci energetycznej.

Urządzenie wykorzystuje magistralę SPI oraz dodatkowe sygnały kontrolne do komunikacji z mikrokontrolerem.

Układ ten posiada obudowę TQFP-64, dzięki czemu jest łatwy w montażu ręcznym.

2.1.2. Sensor do pomiaru tętna i saturacji – AD MAX30102

Drugim z zasadniczych elementów jest sensor tętna oraz saturacji krwi. Zintegrowane układy tego typu są tanie i powszechnie dostępne dla hobbystów. Jednym z najpopularniejszych i najłatwiej dostępnych jest użyty sensor **MAX30102** firmy Analog Devices. Ze względu na konieczność zamontowania urządzenia na palcu pacjenta zdecydowano się na gotowy moduł, zawierający sam układ oraz stosowne dodatkowe elementy, który można w łatwy sposób połączyć z całym systemem.

MAX30102 to układ umożliwiający bezinwazyjny, optyczny pomiar tętna oraz saturacji. Sensor ten wykorzystuje dwie diody LED – czerwoną i podczerwoną – i wykonuje pomiar saturacji na podstawie różnic w odbiciu różnych długości fali świetlnej, a pomiar tętna na podstawie okresowych odchylen tego pochłaniania.

Układ umożliwia wybór określonych częstotliwości próbkowania z zakresu od 50 do 3200 Hz.

2.1.3. Sensor do pomiaru stężenia CO₂ w powietrzu – Sensirion SCD40

Do pomiaru stężenia dwutlenku węgla w powietrzu często używane są sensory elektrochemiczne, takie jak MG811. Zasadniczą wadą tych sensorów jest konieczność rozgrzania elementu pomiarowego. W przypadku ww. sensora prąd grzałki jest równy 200 mA (przy nominalnym napięciu grzałki 6 V). Innym problemem jest niska amplituda napięcia sygnału wyjściowego (różnica kilkudziesięciu mV w całym zakresie), co wymaga zastosowania dobrej jakości wzmacniacza, aby możliwy był dokładny pomiar przetwornikiem A/C wbudowanym w mikrokontroler.

Ciekawym typem sensorów są sensory fotoakustyczne, takie jak **SCD40** firmy Sensirion, który został użyty w projekcie.

Sensor ten umożliwia pomiar stężenia dwutlenku węgla w szerokim zakresie (0 do 40000 ppm) z dużą dokładnością (40 ppm). Średni pobór prądu podczas okresowych pomiarów (5 sekund) wynosi 15 mA.

Sensor ten posiada ponadto magistralę I2C i dostarcza gotowy wynik pomiaru w rejestrach.

2.1.4. Mikrokontroler – ST STM32F103C8T6

Mikrokontroler jest centralną częścią całego układu, odpowiadającą za obsługę sensorów oraz przekazywanie danych pomiędzy sensorami i komputerem.

Wymaganiem stawianym przed mikrokontrolerem było posiadanie obsługi

magistrali USB, SPI oraz I2C, a także posiadanie wystarczającej ilości wejść/wyjść ogólnego przeznaczenia do obsługi dodatkowych sygnałów. Ze względu na bardzo dużą popularność, niską cenę, dostępność, możliwości i dotychczasowe doświadczenie autorów wybrano mikrokontroler

STM32F103C8T6 firmy ST Microelectronics.

Mikrokontroler ten posiada rdzeń ARM Cortex-M3, 64 kilobajty pamięci Flash, 20 kilobajtów pamięci RAM i taktowany jest maksymalnym zegarem 72 MHz. Układ posiada także wielokanałowe DMA, dzięki czemu możliwa jest szybka akwizycja danych z EEG. Jest on ponadto dostępny w obudowie LQFP-48, co ułatwia montaż.

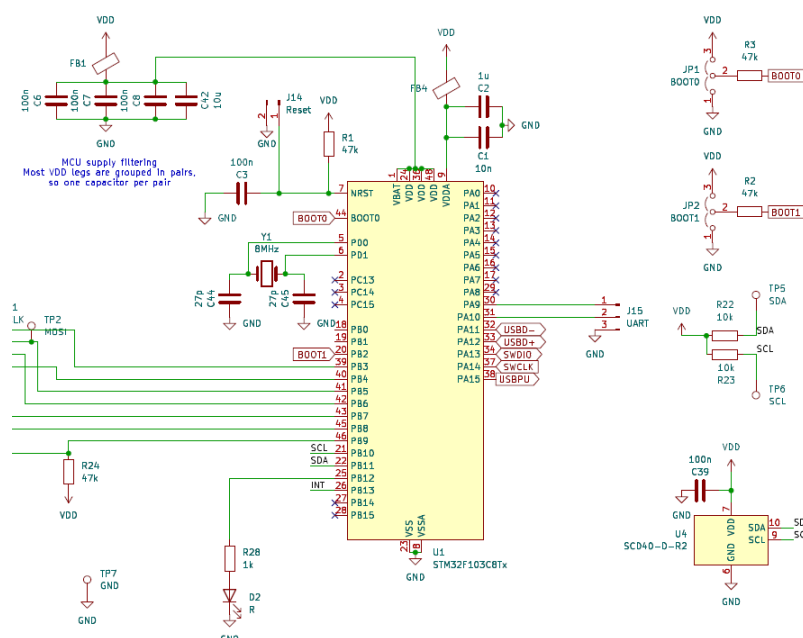
2.1.5. Pozostałe elementy

Do budowy całego obwodu wykorzystane zostały typowe elementy bierne, diody LED oraz złącza. Użyto także stabilizatora LDO w celu konwersji napięcia 5 V (z USB lub zewnętrznego zasilacza) do 3,3 V, które potrzebne jest do zasilania układów cyfrowych. Aby zminimalizować szumy przewodzone przez tor zasilania zastosowano filtry ferrytowe. W większości zostały użyte elementy w obudowach SMD 0603, 0805 lub 1206.

2.2. Opis schematu

Jednym z pierwszych etapów projektu było staranne wykonanie schematu urządzenia. Schemat wykonano w programie KiCad 8.0. Schemat podzielono na zasadnicze bloki funkcjonalne omówione poniżej.

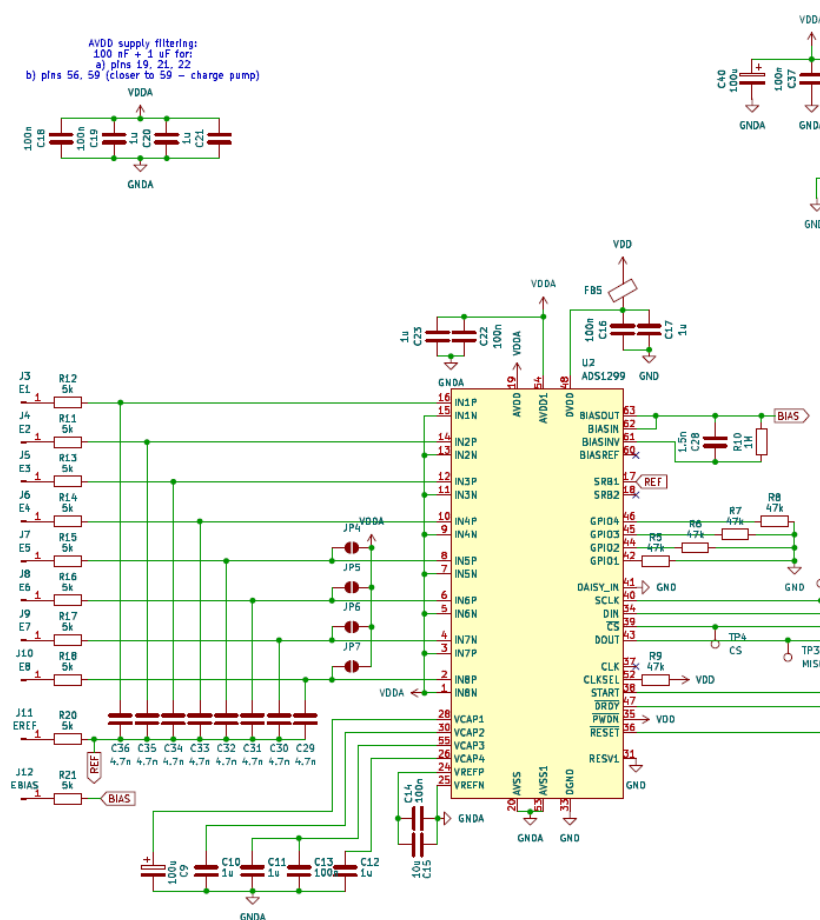
2.2.1. Blok mikrokontrolera



Rys. 1: Schemat urządzenia – blok mikrokontrolera oraz sensorów

Na Rys. 1 przedstawiono blok mikrokontrolera oraz sensora SCD40. W jego skład wchodzi sam mikrokontroler, sekcja zasilania MCU (kondensatory filtrujące i filtry ferrytowe), oscylator kwarcowy, a także zwory umożliwiające wybór trybu pracy mikrokontrolera. Widoczna jest także sygnalizacyjna dioda LED, rezystory podciągające dla magistrali I2C oraz sensor dwutlenku węgla SCD40, który zamontowany jest bezpośrednio na płycie.

2.2.2. Blok EEG



Rys. 2: Schemat urządzenia – blok EEG

Na Rys. 2 przedstawiono blok pomiaru sygnałów EEG. W jego skład wchodzi układ ADS1299. Widoczne są kondensatory odsprężające, dobrane zgodnie z zaleceniami producenta, oraz filtr ferrytowy. Nieużywane piny zostały połączone zgodnie z notą katalogową. W pętli sprzężenia zwrotnego wzmacniacza polaryzującego zastosowano rezystor 1 MΩ i kondensator 1,5 nF, jak w notce katalogowej.

W torze wszystkich sygnałów zastosowano rezystory 5 kΩ, których funkcja jest dwojaka – chronią pacjenta przed przepływem zbyt dużego prądu (z ang. *patient protection resistors*), a wraz z kondensatorami 4,7 nF stanowią filtr dolnoprzepustowy.

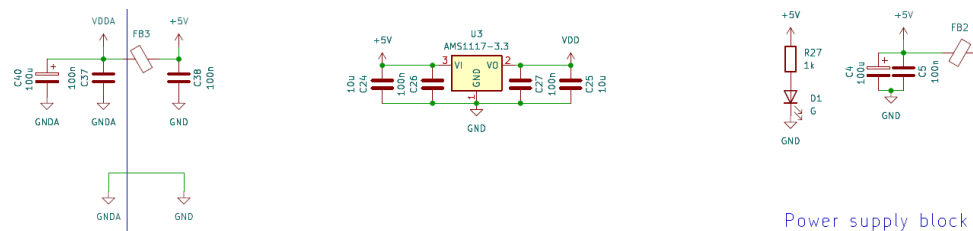
Warto nadmienić, że w celu ograniczenia ilości wykorzystanych elektrod zdecydowano się na konfigurację z jedną elektrodą odniesienia. Wejścia odwracające są niewykorzystywane, natomiast sygnał z elektrody odniesienia podawany jest na pin *SRB1*, skąd wewnętrznie rozprowadzany jest do wejść odwracających wszystkich kanałów.

Należy też zwrócić uwagę na rozdział masy cyfrowej i analogowej.

Układ ADS1299 wymaga do działania sygnału zegarowego 2,048 MHz, jednak

posiada wbudowany generator, który jest włączany przez podanie napięcia na odpowiedni pin.

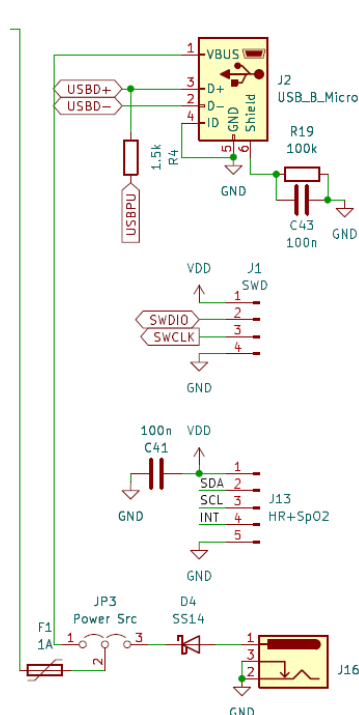
2.2.3. Blok zasilania



Rys. 3: Schemat urządzenia – blok zasilania

Na Rys. 3 przedstawiono blok zasilania urządzenia. Wykorzystany został układ AMS1117-3.3, będący stabilizatorem napięcia 3,3 V. Widoczna jest także dioda sygnalizująca zasilanie oraz filtr ferrytowy i kondensatory filtrujące zasilanie przychodzące z USB lub zewnętrznego zasilacza. Ważnym elementem jest kolejny filtr zasilania części analogowej EEG oraz łączenie masy, które na PCB jest zrealizowane w jednym punkcie. Zastosowano kondensatory różnego typu oraz o różnych pojemnościach w celu minimalizacji zakłóceń.

2.2.4. Blok złącz



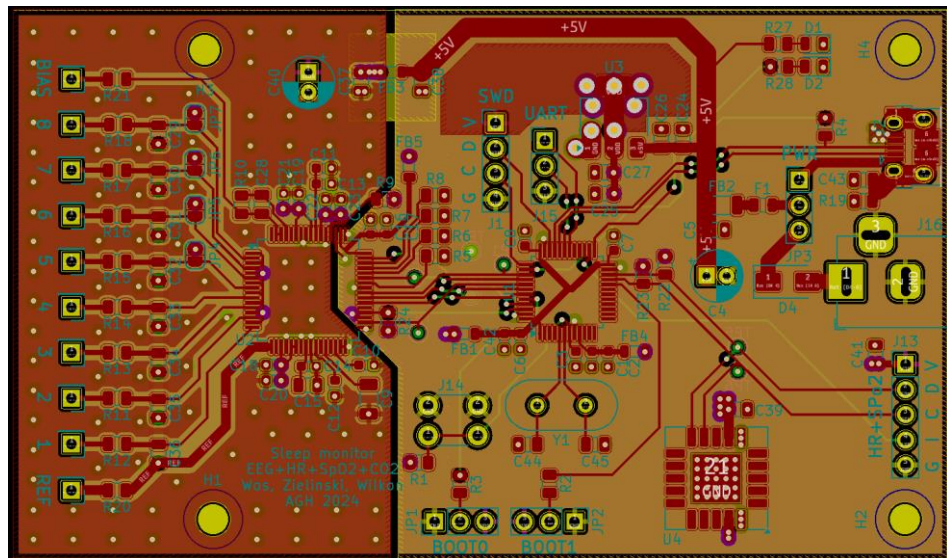
Rys. 4: Schemat urządzenia – blok złącz

Na Rys. 4 przedstawiono blok złącz urządzenia. Zastosowano gniazdo USB typu micro-B, które jest niezbędne do podłączenia urządzenia do komputera, a także standardowe osiowe gniazdo DC do podłączenia zewnętrznego zasilacza, np. gdy zasilanie z USB jest mocno zaszumione. Wybór źródła zasilania dokonywany jest za pomocą zwory. Oplot przewodu USB został połączony do masy przez kondensator oraz rezystor, co ma zapobiec powstawaniu niskoczęstotliwościowych pętli masy, jednocześnie umożliwiając przepływ prądów w. cz. Widoczne są ponadto złącza SWD (programowania i debugowania) oraz złącze dla zewnętrznego sensora tętna i saturacji.

2.3. PCB

2.3.1. Opis PCB

Obwód drukowany został wykonany w programie KiCad 8.0 na podstawie stworzonego wcześniej schematu i przedstawiony na Rys. 5.



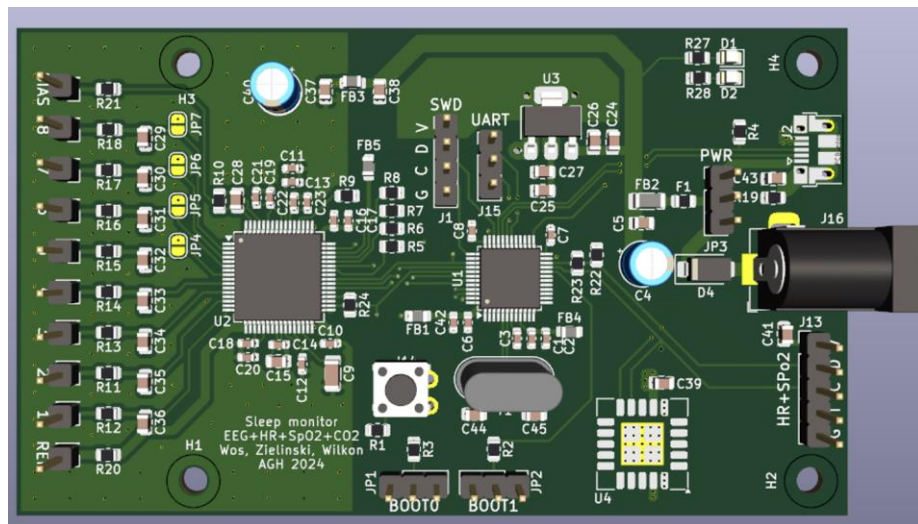
Obwód drukowany został wykonany na laminacie czterowarstwowym typu FR-4 o grubości 1,6 mm. Na warstwę masy oraz zasilania przeznaczono dwie warstwy wewnętrzne, a na warstwy sygnałowe – zewnętrzne. Na płytce rozdzielono część analogową (po lewej) od cyfrowej (po prawej), co widoczne jest przede wszystkim po podziale wylewek miedzi, gdzie granica przechodzi pod układem ADS1299. Masy zostały połączone w górnej części płytki. Bezpośrednio nad łącznikiem masy umieszczono filtr zasilania części analogowej. Kształt warstw masy i zasilania dobrano tak, aby maksymalnie skrócić ścieżki łączące masę układu i elementów z odpowiadającą masą. W części analogowej, zgodnie z zaleceniem producenta, wykonano również wylewkę masy na warstwie wierzchniej i połączono ją dużą ilością przelotek z

zasadniczą warstwą masy. Wyprowadzenia elektrod EEG umieszczono z lewej strony płytki. W części cyfrowej ścieżki o większych szybkościach sygnałów (USB, SPI) prowadzono tak, aby były jak najkrótsze i oddalone od innych ścieżek sygnałowych. Ze względu na niepraktyczne wymiary pary różnicowej dla USB na użytym laminacie, małe długości ścieżek oraz użycie standardu USB 1.1, w którym prędkość transmisji nie jest wysoka, pominięto kontrolę impedancji oraz dokładne dopasowanie długości tych ścieżek. Ze względu na stosunkowo wysoką moc chwilową pobieraną przez sensor SCD40 pod układem stabilizatora wykonano wylewkę masy, a także połączono ją z wewnętrzną warstwą zasilania przelotkami w celu lepszego odprowadzania ciepła. Gniazda połączeniowe do komputera, zasilacza oraz czujnika saturacji wyprowadzono z prawej strony. Na płytce wstawiono także otwory montażowe.

Wymiary płytki wynoszą ok. 94 na 55 mm, nie licząc nieznacznie wychodzącego poza obrys gniazda zasilającego.

2.3.2. Widok 3D

Na Rys. 6 przedstawiono rzut trójwymiarowy płytki. Ze względu na niedostępne modele 3D brakuje sensora SCD40 oraz gniazda USB.



Rys. 6: Rzut trójwymiarowy płytki drukowanej

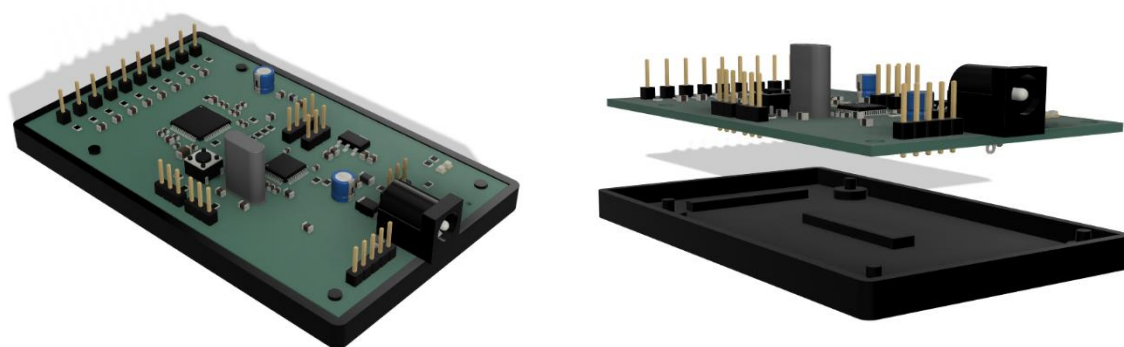
2.4. Mechanika

W celu zapewnienia odpowiedniego mocowania i ochrony zaprojektowanego układu zdecydowano się zaprojektować specjalną podstawkę. Pozwala ona uzyskać większą stabilność urządzenia oraz estetyczny wygląd. Na Rys. 7 przedstawiono wizualizację zaprojektowanej podstawki. Element wykonano przy użyciu technologii druku 3D, która

umożliwiała dużą elastyczność projektową ze względu na szybkie prototypowanie i łatwe wprowadzanie modyfikacji w projekcie podstawki. Do druku wykorzystano filament PET-G, który charakteryzuje się dużą łatwością druku, wytrzymałością mechaniczną oraz większą elastycznością w porównaniu z innymi materiałami.

Podstawa ma wymiary 60 x 99 mm. Wewnątrz znajdują się specjalne dystanse między podstawą a PCB, aby zapewnić miejsce dla wyprowadzeń elementów przewlekanych THT. Mimo dużej sztywności samej płytki PCB zdecydowano się również na dodatkowe podpory w centralnej części układu oraz w okolicach wejść elektrod EEG, aby zapobiec ewentualnym ugięciom PCB podczas np. podłączania elektrod.

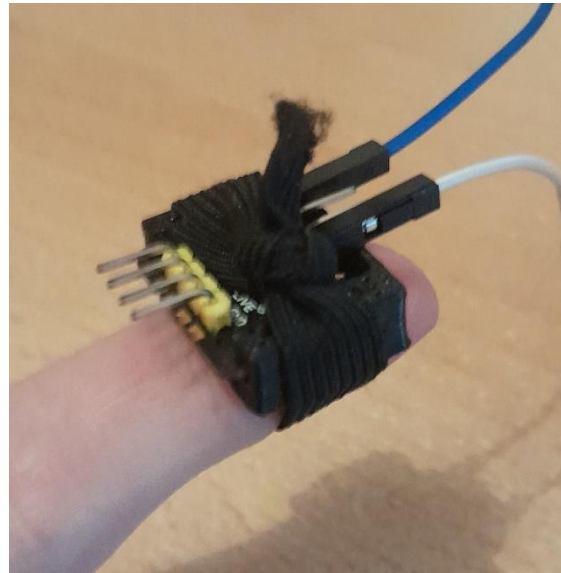
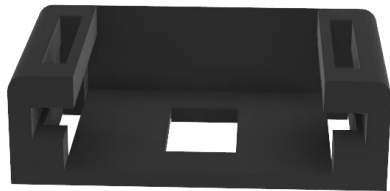
Możliwością rozwoju projektu jest zaprojektowanie górnej części obudowy, aby możliwe było zamknięcie całego układu w jeden moduł.



Rys. 7: Wizualizacja zaprojektowanej podstawki.

Kolejnym istotnym aspektem był sposób montażu czujnika pulsu i saturacji do palca badanej osoby. W tym celu zaprojektowano element przedstawiony na Rys. 8. Pozwala on na wsunięcie do niego czujnika MAX30102 z jednej strony. Następnie, dzięki otworom na krawędziach płytki PCB czujnika oraz w zaprojektowanym elemencie, istnieje możliwość przewleczenia płaskiego materiału, który pozwoli na przymocowanie czujnika wraz z obudową do palca. Dodatkowo zapobiega to wysunięciu się czujnika z obudowy. W przypadku tego projektu zdecydowano się na gumę krawiecką. Podstawa obudowy w centralnej części posiada otwór dla diody czujnika. Dodatkowym zadaniem

zaprojektowanego elementu jest odseparowanie badanej osoby od elementów elektronicznych znajdujących się na płytce czujnika.



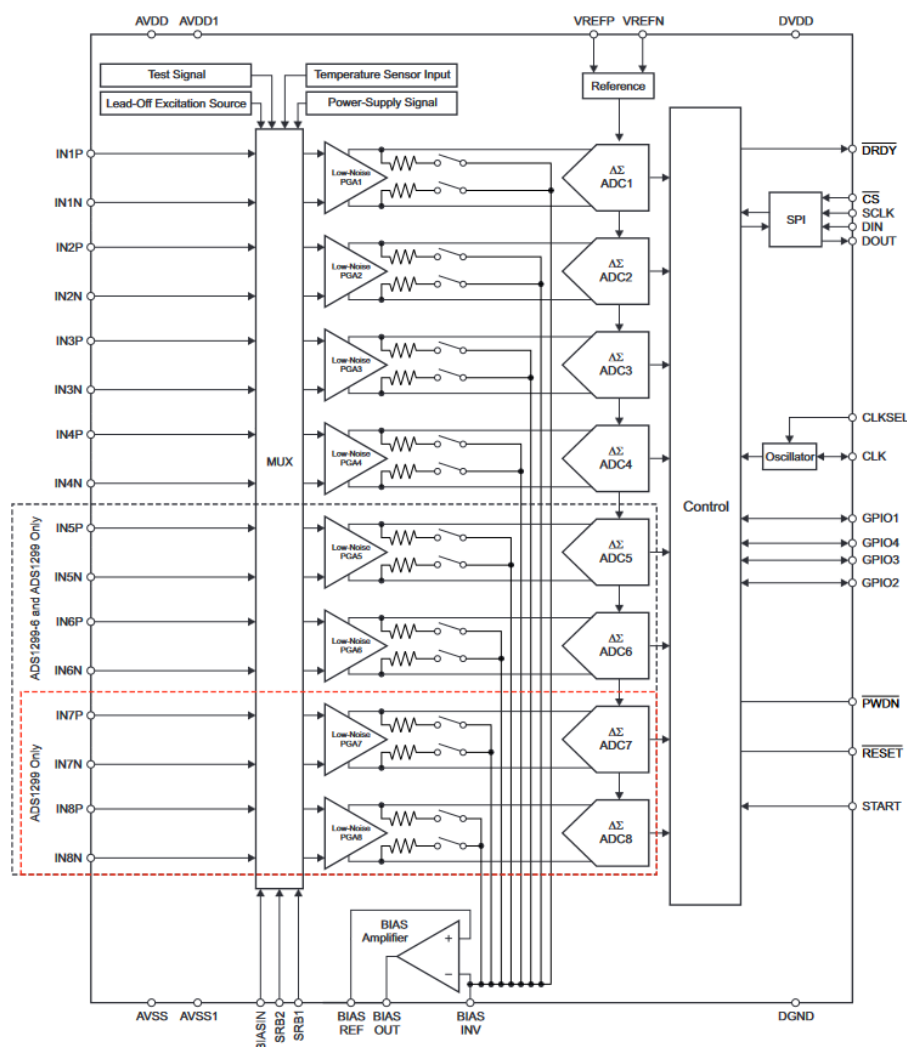
Rys. 8: Obudowa czujnika pulsu i saturacji MAX30102.

3. Zasada działania EEG

3.1. Pomiar sygnałów

Układ ADS1299 dysponuje niskoszumnymi wzmacniaczami o różnicowym wejściu i wyjściu dla każdego kanału. W przypadku pomiarów sygnałów elektrobiologicznych konieczne jest określenie punktu pomiaru i punktu odniesienia, stąd sygnały mierzy się różnicowo. Dodatkowo sama natura pomiaru różnicowego pozwala na usuwanie zakłóceń, np. z sieci energetycznej, które w pobliskich punktach ciała będą miały podobną wartość chwilową.

Na Rys. 9 przedstawiono uproszczony schemat blokowy układu ADS1299. Sygnały wejściowe po przejściu przez multiplexer kierowane są do wzmacniacza o regulowanym wzmocnieniu, a następnie na przetwornik A/C delta-sigma. Wartości odczytanych próbek są sprzętowo filtrowane i wysyłane do mikrokontrolera.



Rys. 9: Uproszczony schemat blokowy układu ADS1299

Jak wspomniano we wcześniejszych sekcjach, uproszczona wersja zakłada użycie pojedynczych elektrod do pomiaru sygnału. Wówczas wykorzystana jest tylko jedna elektroda na kanał i podłączona jest ona do wejścia nieodwracającego. Za pomocą multipleksera wejścia odwracające kanałów podłączone są do pinu *SRB1*, do którego podłączona jest elektroda odniesienia. Wówczas wszystkie sygnały mierzone są względem tej jednej elektrody. Warto zauważyć, że w przypadku jej nieprawidłowego podłączenia wejścia odwracające wszystkich wzmacniaczy są niespolaryzowane, co może powodować nasycenie tych wzmacniaczy. Oczywiście pomiary bez elektrody odniesienia nie mogą być w żaden sposób zinterpretowane.

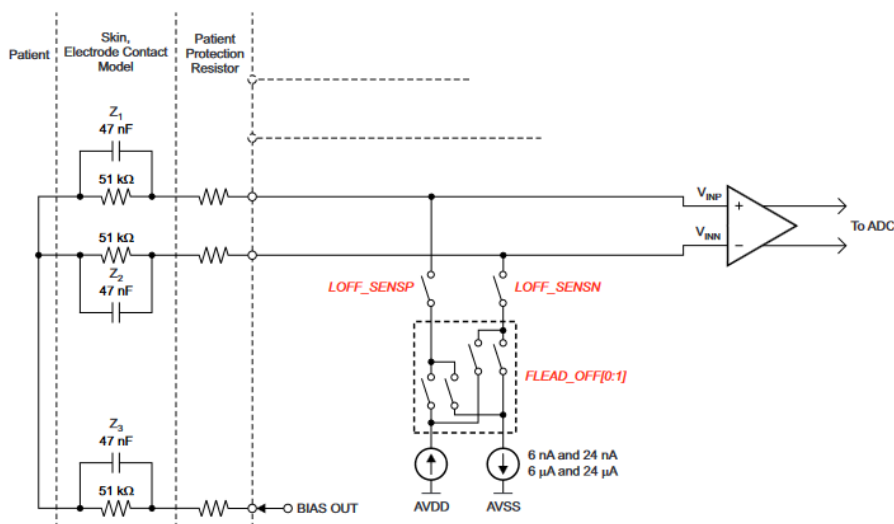
3.2. Polaryzacja wejść

Ze względu na zasilanie niesymetryczne zasilanie wejścia wzmacniaczy muszą być spolaryzowane napięciem stałym o wartości równej połowie napięcia zasilania, aby możliwy był pomiar zarówno dodatnich, jak i ujemnych odchył, bez nasycania

wzmacniacza. Widoczny na Rys. 9 wzmacniacz polaryzacji (*BIAS Amplifier*) umożliwia wygenerowanie takiego napięcia. Zewnętrzna pętla sprzężenia zwrotnego oraz połowa napięcia referencyjnego podana na jego wejście nieodwracające powoduje, że bez innych sygnałów wejściowych na wyjściu otrzymuje się właśnie połowę napięcia referencyjnego (nieco niższą niż połowa napięcia zasilania). Wyjście to podłącza się odpowiednią elektrodą do pacjenta. Ze względu na bardzo mały prąd polaryzacji wejść wzmacniaczy spadek napięcia na ciele jest minimalny, stąd całe napięcie polaryzacyjne pojawia się na wejściach. Dołączanie odpowiednio wzmocnionych sygnałów wejściowych jako sygnału sterującego wzmacniacz polaryzacyjny umożliwia także redukcję zakłóceń poprzez ich interferencyjne wygaszanie. W rozwiązaniach tego typu sygnał często jest podawany przez prawą nogę pacjenta, stąd układy takie nazywane są *driven right leg circuit*.

3.3. Detekcja poprawności podłączenia elektrod

Układ ADS1299 umożliwia sprzętową detekcję poprawności podłączenia elektrod. Na Rys. 10 przedstawiono rozwiązanie zastosowane w układzie.



Rys. 10: Układ detekcji poprawności podłączenia elektrod

Metoda detekcji sprowadza się do podłączenia źródła prądowego o bardzo małym prądzie do wejścia elektrody. Kiedy elektroda nie jest podłączona, to na wejściu pojawia się skrajne napięcie (prąd polaryzacji wzmacniacza jest pomijalny). Kiedy elektroda jest podłączona, to występuje spadek napięcia. Napięcie to jest porównywane z wybranym poziomem odniesienia przez komparator (niepokazany w nocie katalogowej), a jego wyjście jest odczytywane programowo.

W zależności od wybranej konfiguracji sprzętowej możliwe jest użycie różnych kombinacji kierunku i wartości źródeł prądowych.

W przypadku tego projektu można użyć źródła prądowego podłączonego do dodatniej szyny zasilania, o prądzie skierowanym w kierunku elektrody. Gdy elektroda jest niepodłączona, to na wejściu komparatora występuje maksymalne napięcie. Gdy elektroda wejściowa oraz elektroda polaryzacji są podłączone, to na pacjencie występuje około połowy napięcia zasilania, gdyż wzmacniacz polaryzacji ma małą impedancję wyjściową, a źródło prądowe wymusza bardzo mały prąd. Tym samym napięcie na wejściu spada. Jeśli napięcie jest poniżej progu, to wyjścia komparatora zmienia stan.

Rozwiązanie takie ma oczywistą wadę – gdy nie jest podłączona elektroda polaryzująca, to nie dochodzi do zamknięcia obwodu i podłączenie elektrod sygnałowych będzie sygnalizowane niepoprawnie. Nie da się tego problemu obejść używając elektrody odniesienia, gdyż wejście *SRB1* nie posiada źródeł prądowych.

4. Oprogramowanie

4.1. Oprogramowanie wbudowane

Na Rys. 11 przedstawiono schematycznie budowę oprogramowania do systemu wbudowanego. W celu uproszczenia budowy posłużono się bibliotekami HAL udostępnianymi przez producenta, a sam projekt został wygenerowany w programie STM32CubeMX i tworzony w środowisku STM32CubeIDE.

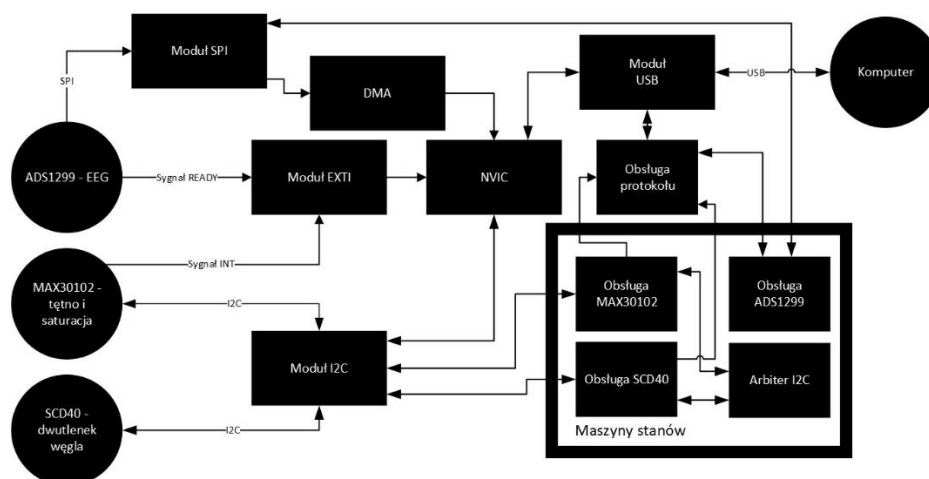
Oprogramowanie zostało funkcjonalnie podzielone na niezależne bloki umożliwiające komunikację z każdym z sensorów.

Ze względu na dużą ilość danych generowanych przez układ ADS1299 i konieczność częstego ich odczytywania zdecydowano się wykorzystać bezpośredni dostęp do pamięci – DMA – w celu odciążenia procesora podczas przesyłu danych przez SPI. Po odebraniu danych wywoływane jest przerwanie, które informuje maszynę stanów o zakończeniu konwersji. Na czas wysyłania ustawień do układu wyłączany jest odbiór, a nadawanie odbywa się w trybie blokującym.

Magistrala I2C, z wyłączeniem początkowej inicjalizacji, działa całkowicie w trybie nieblokującym, używając przerwań do nadawania i odbioru. Magistralę tę współdzielią układy MAX30102 oraz SCD40, stąd konieczne było zastosowanie prostego arbitra w dostępie do niej. Moduł inicjujący transmisję uzyskuje najpierw dostęp do magistrali, a następnie zaczyna operację, oczekując na przerwanie po jej skończeniu. Po odebraniu takiego przerwania zwalnia magistralę.

Układy ADS1299 oraz MAX30102, ze względu na konieczność częstego odbierania próbek, posiadają wyjścia sygnalizujące oczekujące dane. Sygnały te używane są jako przerwania zewnętrzne, które wyzwalaają odpowiedni moduł.

Ze względu na problemy związane z priorytetami przerwań oraz minimalizację czasu spędzanego w procedurach obsługi przerwań zasadnicza część przetwarzania danych odbywa się w maszynach stanów, które działają w głównej pętli programu, a przerwanie pełnią w głównej mierze funkcję wyzwalacza.



Rys. 11: Diagram oprogramowania wbudowanego

Zastosowany protokół służy do prostej enkapsulacji i dekapulacji danych w celu łatwego ich rozróżnienia i umożliwienia komunikacji w sposób asynchroniczny. Każdy pakiet wysyłany do i z komputera wygląda jak przedstawiono w Tab. 2.

Tab. 2: Pakiet użytego protokołu komunikacyjnego

Pole	Identyfikator modułu	Długość danych	Dane
Typ i rozmiar	4 znaki ASCII oraz terminator (0x00) – łącznie 5 bajtów	uint32_t – 4 bajty, LSB pierwsze	Dane zależne od modułu

Zostały zdefiniowane następujące wartości identyfikatorów:

- "EEG " – dane pomiarowe EEG lub polecenia konfiguracji EEG,
- "SPO2" – dane pomiarowe saturacji i tętna,
- "CO2 " – dane pomiarowe stężenia dwutlenku węgla.

W pakietach przesyłane są następujące dane:

- Pakiet danych EEG:
 - próbki z kanałów wejściowych: 24 bity ze znakiem na próbkę razy ilość kanałów (4 w zastosowanym modelu układu scalonego),
 - stan podłączenia elektrod.
- Pakiet danych tętna i saturacji:

- wartość saturacji,
- wartość tętna,
- stan poprawności danych saturacji,
- stan poprawności danych tętna,
- stan wykrycia palca.
- Pakiet danych dwutlenku węgla:
 - wartość stężenia dwutlenku węgla,
 - wartość temperatury,
 - wartość wilgotności.

Ponadto możliwe jest ustawienie parametrów EEG:

- dla kanału:
 - wzmocnienia,
 - trybu pracy,
 - użycia jako wejścia dla wzmacniacza polaryzacji,
 - włączenia wykrywania podłączenia elektrody,
- dla wzmacniacza sygnału polaryzacji:
 - wzmocnienia,
- dla układu detekcji poprawności podłączenia elektrod:
 - prądu źródła,
 - progów detekcji,
 - częstotliwości sygnału.

Do obsługi układów ADS1299 oraz SCD40 napisano własne biblioteki na podstawie not katalogowych, natomiast do obsługi sensora MAX30102 wykorzystano jako podstawę gotową bibliotekę. Biblioteka ta została ostatecznie znacznie przerobiona¹, gdyż oryginalna nie była przystosowana do obsługi nieblokującego I2C i zawierała błędy. Napisana biblioteka umożliwia też wykrywanie przyłożenia palca oraz ustawianie jasności diod na tej podstawie (np. dla oszczędzania energii). Układ MAX30102, w przeciwieństwie do SCD40, daje surowe odczyty z przetworników A/C. Jak napisano we wcześniejszych sekcjach, detekcja poziomu saturacji odbywa się na podstawie pomiaru różnicy pochłaniania światła o różnych długościach fali, a pomiar tętna poprzez zliczanie okresowych zmian pochłaniania. Ostateczne wyniki uzyskuje się po zastosowaniu, do odczytanych próbek, odpowiedniego algorytmu, który został napisany i udostępniony przez producenta. Algorytm ten podaje na wyjściu również stan poprawności obliczonych danych.

Na potrzeby testów napisano eksperymentalną aplikację w języku Python, której celem było zweryfikowanie poprawności działania urządzenia oraz stworzenie podstawowej biblioteki do komunikacji z urządzeniem i przetwarzania danych.

¹ Oryginalną notę autora i informacje o oryginalnej wersji bibliotek zamieszczono w odpowiednich plikach źródłowych.

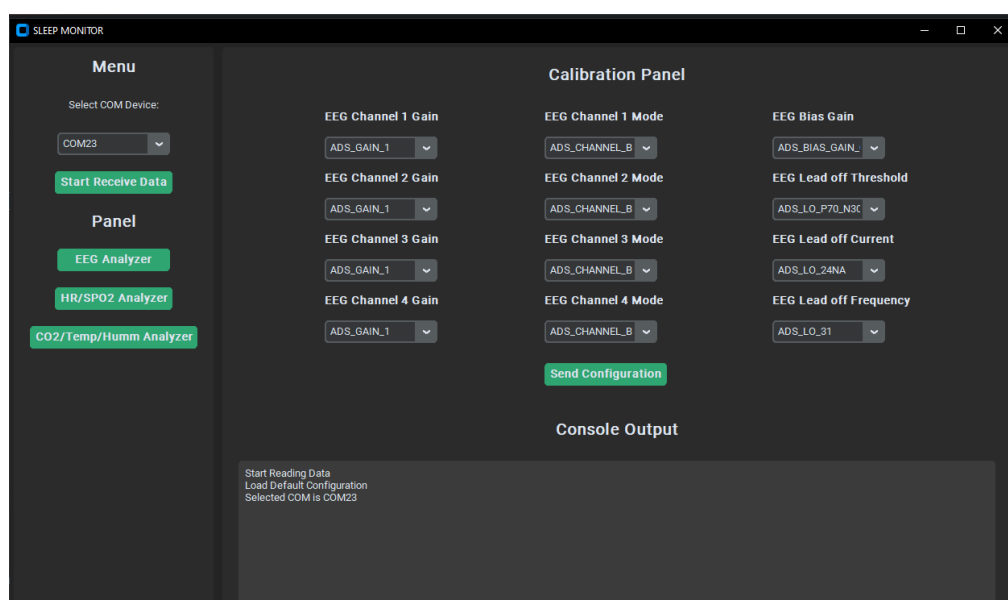
4.2. Oprogramowanie komputerowe

Drugą zasadniczą częścią oprogramowania jest aplikacja komputerowa. Jej zadaniem jest stworzenie graficznego, łatwego w obsłudze interfejsu pomiędzy operatorem a urządzeniem. Aplikacja umożliwia:

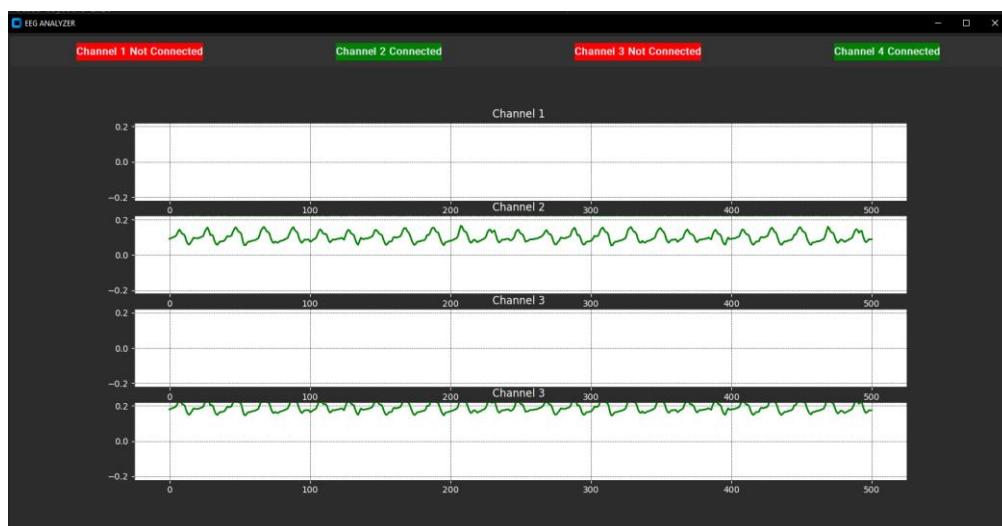
- wykreślanie wyników pomiarów EEG,
- wyświetlanie stanu podłączenia elektrod,
- wyświetlanie wyników pomiaru stężenia dwutlenku węgla,
- wyświetlanie wyników pomiaru saturacji i tętna,
- ustawianie konfiguracji EEG.

Oprogramowanie korzysta z dostępnych bibliotek do obsługi portu szeregowego oraz enkapsulacji i dekapulacji danych, których format został opisany w sekcji poświęconej systemowi wbudowanemu.

Aplikacja została napisana przy użyciu języka Python. Do wykonania interfejsu graficznego wykorzystano bibliotekę Tkinter, a do rysowania wykresów – Matplotlib. Do komunikacji z urządzeniem posłużono się, napisanymi na potrzeby eksperymentalnego programu, bibliotekami. Aplikacja wykorzystuje wielowątkowość w celu zwiększenia responsywności interfejsu oraz zapobiegania gubieniu odbieranych danych, np. podczas aktualizacji wykresów. Na Rys. 12 przedstawiono główne okno programu, będące jednocześnie panelem kontrolnym. Na Rys. 13 przedstawiono okno z wykresami pomiarów EEG wraz ze stanem podłączenia elektrod. Na Rys. 14 pokazano okno pomiarów saturacji i tętna wraz ze stanem wykrycia przyłożenia palca. Na Rys. 15 pokazano okno pomiarów stężenia dwutlenku węgla w powietrzu.



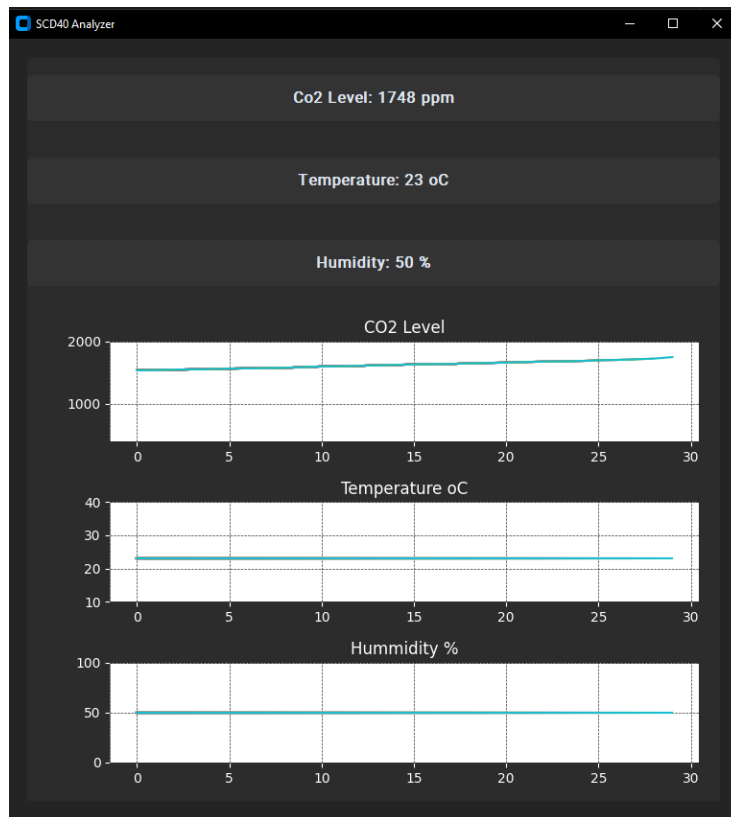
Rys. 12: Okno ustawień urządzenia



Rys. 13: Okno pomiarów EEG wraz ze stanem podłączenia elektrod

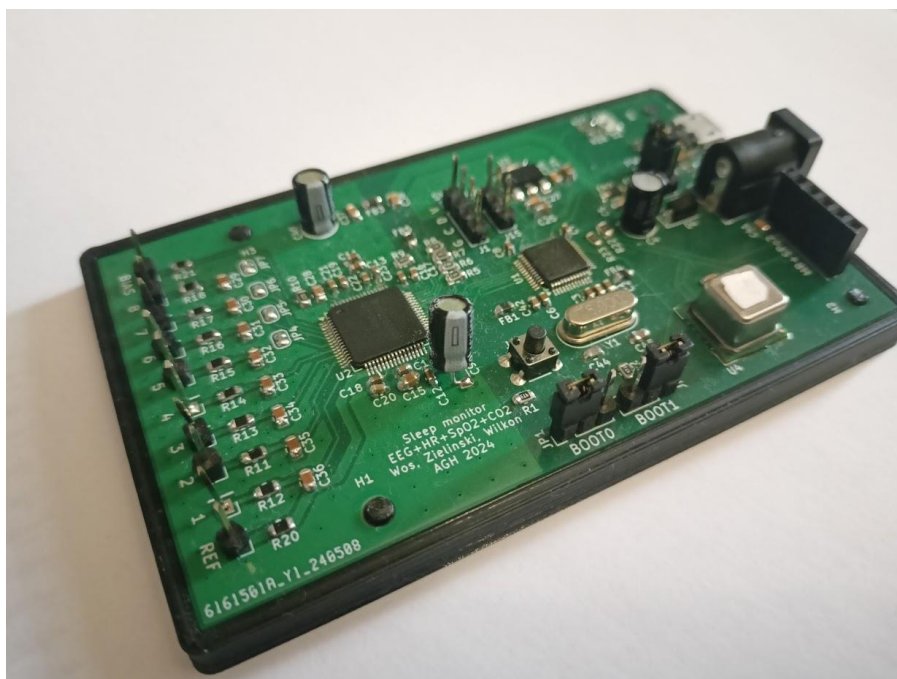


Rys. 14: Okno pomiarów saturacji i tętna wraz ze stanem przyłożenia palca



Rys. 15: Okno pomiarów stężenia dwutlenku węgla, temperatury oraz wilgotności

5. Uruchomienie



Rys. 16: Zmontowane urządzenie na podstawie

5.1. Montaż i wstępne uruchomienie urządzenia

Montaż urządzenia został wykonany ręcznie. Zdjęcie gotowego urządzenia zostało pokazane na Rys. 16. Ze względu na użycie wyspecjalizowanych i niedostępnych wcześniej układów oprogramowanie zostało przygotowane początkowo w sposób syntetyczny i nie było głębiej sprawdzone w praktyce. Zasadnicza budowa oprogramowania, sprawdzenie poprawności jego działania i naprawianie błędów było wykonywane mając już gotowe urządzenie. Nie napotkano większych czy nierozwiązywalnych problemów z oprogramowaniem. Nie zaobserwowano błędów sprzętowych. Jedynym problemem jest wyprowadzenie napięcia zasilania 3,3 V dla modułu MAX30102, który ma zainstalowany stabilizator i wymaga napięcia zasilania 5 V dla poprawnej pracy. Problem ten, na potrzeby prób, ominięto poprzez zasilanie modułu z zewnętrznego programatora. Docelowo można pominąć stabilizator i wprowadzić zasilanie bezpośrednio.

Jak wspomniano w sekcji 4.1, w trakcie budowy urządzenia napisano eksperymentalny program na potrzeby testów. Używając tego programu stwierdzono, że urządzenie działa prawidłowo oraz poprawnie komunikuje się z oprogramowaniem, umożliwiając zarówno odczyt danych, jak i ustawianie konfiguracji urządzenia.

5.2. Uruchomienie EEG

Używając miernika uniwersalnego stwierdzono, że napięcie na elektrodzie polaryzującej jest poprawne. Używając trybu testowego układu ADS1299, w którym przebieg prostokątny podawany jest na wejścia, stwierdzono poprawność przetwarzania i odczytów sygnału na komputerze. Ponadto po przełączeniu układu do trybu normalnego i dotknięciu wejść zaobserwowano pojawienie się sprzężonego napięcia z sieci energetycznej, czym potwierdzono prawidłowość połączeń sprzętowych.

5.3. Uruchomienie pomiaru dwutlenku węgla

Układ SCD40, służący do pomiaru stężenia dwutlenku węgla, nie wymaga ustawiania, a jego kalibracja przebiega automatycznie. Układ ten umożliwia także pomiar temperatury oraz wilgotności. Dane odczytywane były zgodnie z ustawioną częstotliwością i pomiary wynosiły, odpowiednio, ok. 900 ppm, 24 °C i 45%, tym samym pokrywając się ze spodziewanym poziomem stężenia CO₂ w pomieszczeniu oraz temperaturą i wilgotnością zmierzoną przy pomocy innego sprzętu.

5.4. Uruchomienie pomiaru tętna i saturacji

Po podłączeniu modułu z sensorem MAX30102 do głównej płytki stwierdzono, że przyłożenie palca wykrywane jest poprawnie, co objawiało się zwiększeniem

jasności diod pomiarowych. Jednocześnie, po czasie rozbiegu, pomiar saturacji dawał wyniki w zakresie spodziewanych (około 99%). Pomiar tętna jest nieco mniej precyzyjny i wrażliwy na wszelkie ruchy (przesuwanie, dociskanie palca), niemniej średnio dawał wyniki w okolicach 75 uderzeń na minutę, co zostało zweryfikowane przy pomocy innego sprzętu. Zwiększenie dokładności można zrealizować poprzez zwiększenie czasu rozbiegu.

5.5. Uruchomienie aplikacji

Po podłączeniu urządzenia do komputera uruchomiono oprogramowanie oraz połączono się z płytką. Stwierdzono poprawność danych odczytywanych ze wszystkich sensorów, a także poprawność wysyłania ustawień do urządzenia. Zrzuty ekranu z rzeczywistego uruchomienia aplikacji przedstawione są w sekcji 4.2.

6. Testowanie i niezawodność

Kluczowym dla poprawnego działania całego systemu jest prawidłowe, niskorezystancyjne podłączenie elektrod do ciała pacjenta, a także przytwierdzenie czujnika saturacji w taki sposób, żeby nie wywierać nadmiernego ucisku, jednocześnie zapewniając wystarczającą bliskość sensora i skóry.

6.1. Detekcja poprawności podłączenia elektrod EEG

Detekcja poprawności podłączenia elektrod prowadzona jest sprzętowo, poprzez użycie źródeł prądowych i komparatora, jak opisano w sekcji 3.3.

Stan podłączenia elektrod prezentowany jest na bieżąco w aplikacji. Przykładowy wynik detekcji pokazano na Rys. 13 we wcześniejszej sekcji. Do pacjenta podłączone były elektrody 2 i 4, tak jak wskazuje program.

Jak wspomniano w sekcji 3.3, do detekcji konieczne jest zamknięcie obwodu poprzez ciało. Obwód zamykany jest między elektrodą wejściową a elektrodą polaryzującą.

Tym samym wykrycie poprawnego podłączenia elektrod możliwe jest jedynie w przypadku podłączenia elektrody polaryzującej.

6.2. Detekcja poprawności umiejscowienia czujnika saturacji i prawidłowości wyników pomiarów

Drugim z czujników jest sensor saturacji i tętna. Czujnik ten jest czujnikiem optycznym i działa na zasadzie badania natężenia światła odbitego od płynów ustrojowych. Tym samym najlepszymi punktami pomiarowymi są miejsca, gdzie skóra jest cienka, np. na placu lub małżowinie usznej.

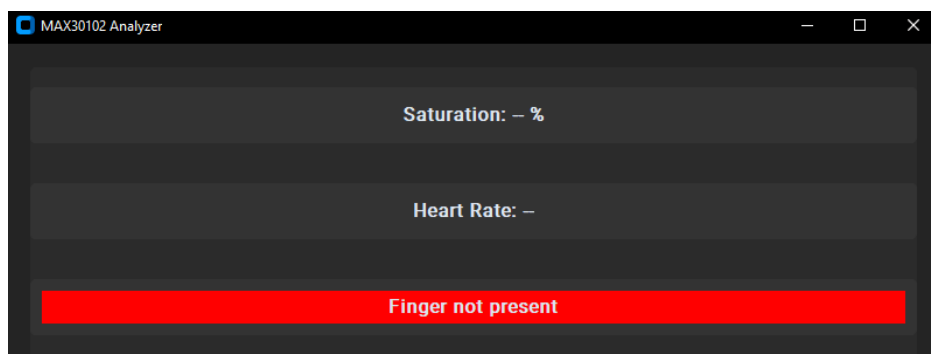
Ze względu na pomiary optyczne konieczne jest prawidłowe umiejscowienie czujnika. Dla zachowania optycznej szczelności i pominięcia wpływu przerwy powietrznej niezbędny jest odpowiedni docisk czujnika do skóry. Docisk ten nie może być jednak zbyt mocny, gdyż mogłoby to ograniczyć przepływ krwi i wpłynąć na wyniki pomiaru.

Detekcja poprawności przyłożenia palca odbywa się poprzez sprawdzenie, czy wystarczająca część światła zostaje odbita z powrotem do sensora. Zastosowana jest pętla histerezy, która nie pozwala na gwałtowne oscylacje stanu.

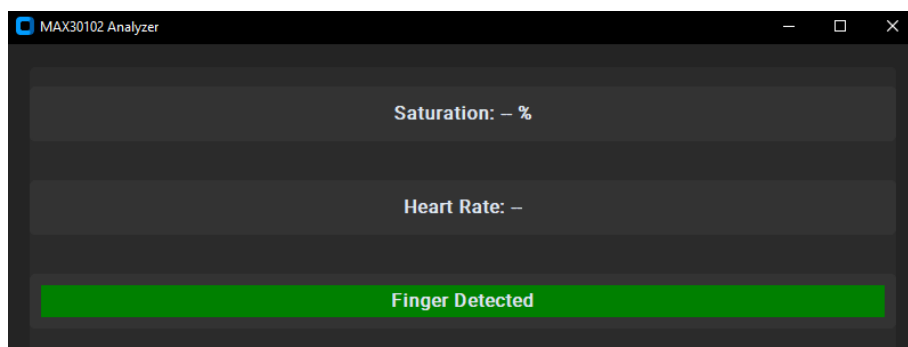
Ponadto biblioteka wykorzystywana do obliczeń zwraca stan poprawności uzyskanych wyników pomiarów, zarówno tętna, jak i saturacji.

Na Rys. 13 we wcześniejszej sekcji pokazano typowe wyniki i wykresy pomiarów, gdy są one prawidłowe. Dodatkowo można wyróżnić dwa inne przypadki:

- palec nie przyłożony – co jest odpowiednio sygnalizowane, a ponadto wyświetlanie wyników pomiarów i rysowanie wykresów jest wstrzymane – Rys. 17,
- palec jest przyłożony, ale dane nie są dostępne (np. nie upłynął czas rozbiegu) – przyłożenie palca jest wykryte, ale wyświetlanie wyników i rysowanie wykresów nadal jest wstrzymane – Rys. 18.



Rys. 17: Pomiar saturacji i tętna – brak przyłożonego palca



Rys. 18: Pomiar saturacji i tętna – palec przyłożony, ale wyniki nie są dostępne

7. Dalszy rozwój

Ze względu na ograniczony czas na wykonanie projektu, a także na dużą złożoność zagadnień związanych z pomiarami elektrobiologicznymi i wynikającymi z tego problemami natury metrologicznej, przewidywany jest dalszy rozwój projektu w przyszłości. W ramach przygotowania teoretycznego konieczne jest pogłębienie wiedzy w temacie:

- podłączania elektrod do pacjenta,
- eliminacji zakłóceń,
- konfiguracji wzmocnienia, polaryzacji,
- analizy wyników,
- teorii pomiarów elektrobiologicznych, szczególnie EEG.

Z uwagi na niszowość zagadnienia amatorskich pomiarów elektrobiologicznych oraz brak doświadczenia w tej dziedzinie wykonywanie miarodajnych pomiarów jest zadaniem trudnym.

W ramach dalszych prac konieczna byłaby również rozbudowa oprogramowania o:

- wybór długości okna czasowego pomiarów,
- konfigurowalne filtry,
- inne metody przedstawiania wyników (np. w dziedzinie częstotliwości),
- automatyczną analizę przebiegów,
- zapisywanie przebiegów.

Bibliografia

- Nota katalogowa: Texas Instruments, *ADS1299*, *ADS1299-4*, *ADS1299-6*, „ADS1299-x Low-Noise, 4-, 6-, 8-Channel, 24-Bit, Analog-to-Digital Converter for EEG and Biopotential Measurements”, 2017.
- Nota katalogowa: Maxim Integrated, *MAX30102*, „High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health”, 2018.
- Zasada działania sensora MAX30102: <https://lastminuteengineers.com/max30102-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-arduino-tutorial/>
- Nota katalogowa: Sensirion, *SCD4x*, „Breaking the size barrier in CO2 sensing”, 2021.
- Nota katalogowa: *MG811*, „CO2 Sensor”