



Marcin Auer

Małgorzata Kuchta

Akademia Nauk Stosowanych w Raciborzu

OPASKA WYKRYWAJĄCA ZABURZENIA RYTMU SERCA

Streszczenie (abstrakt): W artykule przedstawiono projekt i wykonane urządzenia w postaci opaski na nadgarstek, służącego do wykrywania zaburzeń rytmu serca. Stworzono w pełni mobilne urządzenie, wykonujące pomiary takich parametrów jak: puls, temperatura ciała oraz wilgotność skóry. Opracowano oprogramowanie układowe dla mikrokontrolera ESP32 oraz program w środowisku MATLAB umożliwiający analizę wykonywanych pomiarów i detekcję nieprawidłowości w pracy serca, obejmujących: tachykardię, bradykardię, wystąpienie zawału serca oraz przekroczenie maksymalnego dopuszczalnego tętna. Testy funkcjonalne systemu obejmowały wykonanie czterech niezależnych serii pomiarów u dwóch użytkowników. Podczas testów urządzenie i program do analizy działały poprawnie, umożliwiając detekcję stanów pracy serca.

Słowa kluczowe: zaburzenia rytmu serca, Arduino, Matlab

HEART ARRHYTHMIAS DETECTING WRISTBAND

Abstract: The article presents a project and a device made as a band placed on the user's wrist that is used to detect cardiac arrhythmias. A fully mobile device has been created that measures such parameters as: pulse, body temperature and skin moisture. Firmware was developed for the ESP32 microcontroller, and a program in the MATLAB environment that enables the analysis of measurements and detection of abnormalities in the work of the heart, including tachycardia, bradycardia, myocardial infarction and exceeding the maximum allowable heart rate. Functional tests of the system included four independent series of measurements for two users. During the tests, both the device and the analysis program showed proper functioning and detection of heart conditions.

Keywords: heart arrhythmias, Arduino, Matlab

1. Wstęp

Postępujący rozwój techniki sprawia, że wiele rozwiązań zarezerwowanych uprzednio jedynie dla wąskiej grupy odbiorców, bądź przeznaczonych do zastosowań profesjonalnych, dzięki miniaturyzacji oraz optymalizacji kosztów produkcji trafia do użytku konsumentów indywidualnych. Wspomniana miniaturyzacja pozwala także na znaczne zmniejszenie urządzeń i ich zapotrzebowania na energię elektryczną oraz uczynienie ich mobilnymi. W ostatnich latach, wraz z popularyzacją i nieustającym rozwojem smartfonów, popularność zyskują również urządzenia przeznaczone do noszenia na nadgarstku (tzw. wearable), takie jak smartbandy i smartwatche. Urządzenia te obecnie zwykle wyposażane są w funk-

cje monitorowania pracy serca, przede wszystkim w celu monitorowania aktywności fizycznej. Niewątpliwie przyczyniają się one do wzrostu świadomości ich użytkowników, jak ważnym aspektem życia jest dbanie o zdrowie. Choć monitorowanie zdrowia w domu, przede wszystkim parametrów pracy serca, możliwe jest od wielu lat, większość takich urządzeń przeznaczona jest raczej do użytku stacjonarnego oraz wykonywania pomiarów „na żądanie”. W pełni mobilne i zminiaturyzowane tego typu urządzenie zdolne do wykonywania pomiarów w trybie ciągłym, bądź krótkich interwałach niesie za sobą szereg nowych możliwości.

W artykule przedstawiono opaskę monitorującą pracę serca, w celu analizy zebranych danych pod kątem nieprawidłowości takich, jak zaburzenia rytmu serca lub zawał. Zdecydowana większość opasek, typu smartwatch, czy smartband, wyposażona w podstawowe sensory do monitorowania pracy serca, dokonuje jedynie pomiaru pulsu, bez bardziej wnikliwej analizy jego zmian, czy pomiaru temperatury ciała. Bardziej rozbudowane modele obsługują również pomiar saturacji krwi (stężenie SpO₂) oraz wykrywanie arytmii. Występuje na rynku deficyt urządzeń, których celem byłoby wykrywanie nieprawidłowości w pracy serca np. u osób z podwyższonym ryzykiem zawału, monitorujących jej parametry w trybie ciągłym i reagujących odpowiednio na te nieprawidłowości.

Z powyższych przyczyn narodził się pomysł budowy urządzenia, które będzie w stanie zareagować na nieprawidłowości pracy serca, takie jak: arytmia, tachykardia, bradykardia, zasłabnięcia, udary i zbliżający się zawał serca. Posiadając opracowaną metodę wykrywania takich nieprawidłowości, możemy dalej je rozbudowywać o kolejne moduły i stworzyć urządzenie ratujące życie.

2. Koncepcja realizacji urządzenia

Koncepcja urządzenia opiera się o mikrokontroler programowalny w środowisku Arduino oraz urządzenia pomiarowe. Pomiarowi podlegają między innymi: tętno, temperatura i wilgotność. Komponenty zostały dobrane tak, aby spełnić kryteria projektowe, dotyczące przede wszystkim możliwie najbardziej kompaktowej budowy urządzenia, jak najmniejszego zapotrzebowania na energię elektryczną oraz gotowości do pracy na zasilaniu akumulatorowym.

Jako urządzenie pełniące funkcję mikrokontrolera zastosowana została płytką Feather Huzzah ESP32, oparta na układzie ESP32. Jest ona kompatybilna ze środowiskiem Arduino IDE. Najistotniejszymi jej cechami są: obecność wbudowanego modułu Bluetooth, który zostanie wykorzystany do przesyłania wykonanych pomiarów do komputera w celu ich analizy, a także modułu Wi-Fi. Kolejną zaletą wybranej płytki jest obecność magistrali I²C oraz SPI, dzięki której możliwa będzie implementacja wyświetlacza OLED, służącego do wyświetlania komunikatów. Dodatkowym udogodnieniem w budowie jednostki są jej kompaktowe wymiary oraz zintegrowany układ ładowania. Pozwala to na akumulatorowe zasilanie urządzenia przy zachowaniu stosunkowo kompaktowych wymiarów [4].

Czujnikiem tętna, który został wybrany do współpracy z układem, jest pulsometr optyczny DFRobot Gravity. Czujnik ten umożliwia pracę zarówno w trybie cyfrowym, jak i trybie analogowym. Tryb analogowy pozwala na ustawienie oczekiwanej częstotliwości

próbkowania oraz rozdzielczości sygnału pomiarowego z poziomu programowego. Umożliwia to dokonywanie pomiarów ze zmienną częstotliwością, co może znaleźć zastosowanie na przykład w różnych trybach pracy urządzenia – energooszczędnym i o zwiększonej dokładności [5].

Kolejnym czujnikiem, który został użyty do budowy urządzenia, jest czujnik temperatury i wilgotności SHTC3. Czujnik temperatury umożliwia wykrycie wzrostu temperatury ciała, natomiast czujnik wilgotności pełni istotną rolę przy detekcji jednego z typowych objawów zawału serca, jakim są tzw. zimne poty. Rozdzielczość pomiaru temperatury wynosi $0,2^{\circ}\text{C}$. Zakres pomiarowy natomiast wynosi od -40°C do $+125^{\circ}\text{C}$, dzięki czemu obejmuje oczekiwany zakres możliwej temperatury ludzkiego ciała. Zakres pomiarowy wilgotności względnej obejmuje natomiast od 0% do 100%, a jego rozdzielczość wynosi 2%. Czas odpowiedzi czujnika wynosi 8 sekund, jednakże ten parametr jest w pełni wystarczający do użytku w celu monitorowania zmian temperatury i wilgotności ciała [6].

W celu weryfikacji, czy urządzenie jest noszone przez użytkownika, zastosowano czujnik zbliżeniowy. Jeżeli urządzenie nie znajduje się na nadgarstku, pomiar zostaje przerwany. Dalsze dokonywanie pomiaru powodowałoby serię niewłaściwych pomiarów, co w konsekwencji mogłoby generować fałszywe alarmy i zaburzyć analizę zgromadzonych danych [7].

Głównym sposobem komunikacji z użytkownikiem o statusie urządzenia jest wyświetlacz wbudowany w opaskę. Do tego celu zastosowany został wyświetlacz OLED. Wyświetlacze tego typu są znacznie bardziej kompaktowe niż wyświetlacze ciekłokrystaliczne LCD. Ponadto wyświetlacz OLED przeważnie oferuje doskonałą widoczność pod niemal każdym kątem (co jest poważną wadą tanich wyświetlaczy LCD), nieskończony kontrast, wyższą czytelność w warunkach wysokiego nasłonecznienia niż wyświetlacze TFT oraz znacznie wyższą czytelność w warunkach słabego oświetlenia niż np. wyświetlacze e-ink. Wybrany wyświetlacz zapewnia również bardzo szeroki kąt widzenia (powyżej 160°). Ponadto wyświetlacz OLED zapewnia mniejszy pobór prądu, co w przypadku urządzenia z zasilaniem akumulatorowym stanowi istotny walor, gdyż jedynie jego część jest podświetlona. Wybrany został wyświetlacz Waveshare 10514 [8].

Płytką Feather Huzzah ESP32 pozwala na zastosowanie akumulatora, dzięki wbudowanemu złączu oraz układowi ładowania akumulatora. Wybrany został akumulator litowo-polimerowy o pojemności 750mAh. Dobór akumulatora podyktowany był kompromisem pomiędzy jego pojemnością a wymiarami zewnętrznymi [9].

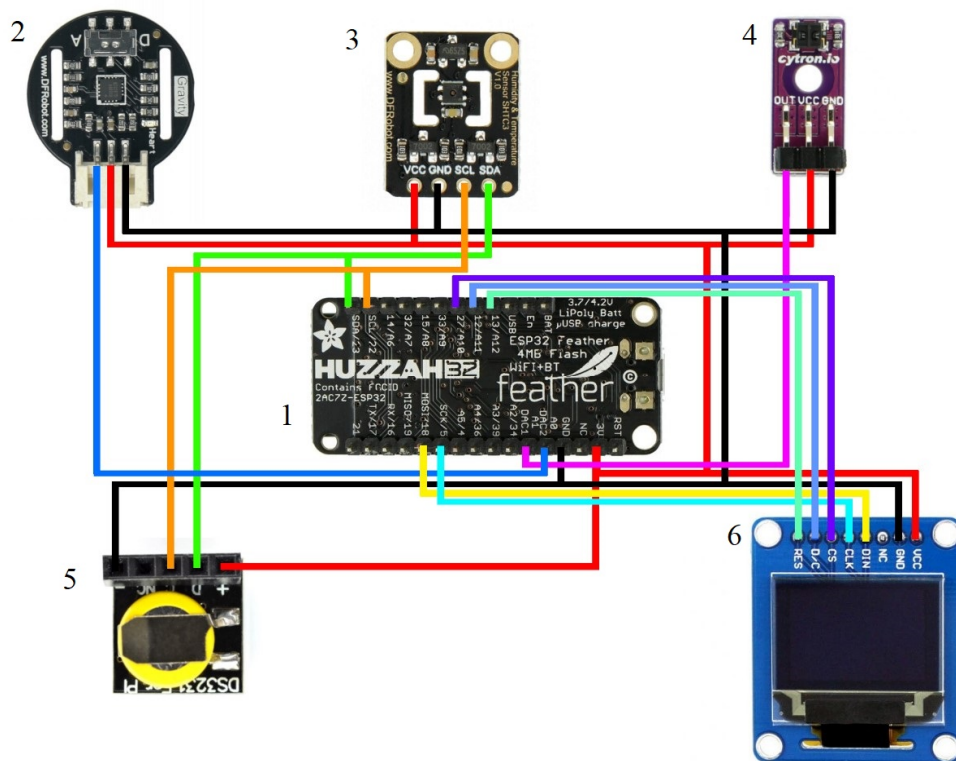
Ponieważ urządzenie jest przeznaczone do noszenia na nadgarstku, a jego forma zbliżona będzie do formy zegarka, zostało ono wyposażone w funkcję wskazywania aktualnej godziny. Do tego celu zostanie zaimplementowany moduł czasu rzeczywistego DS3231. Moduł ten wyposażony jest we własne zasilanie bateryjne, niezależne od akumulatora zasilającego płytkę, służące do podtrzymania czasu. Komunikacja odbywa się przez interfejs I2C, a odczyt czasu możliwy jest w formacie: godziny, minuty, sekundy, miesiąc, dzień, rok. Zbędna jest zatem konwersja formatu odczytywanego czasu. Pobór energii podczas pracy urządzenia wynosi zaledwie $200\mu\text{A}$ [10].

3. Urządzenie pomiarowe

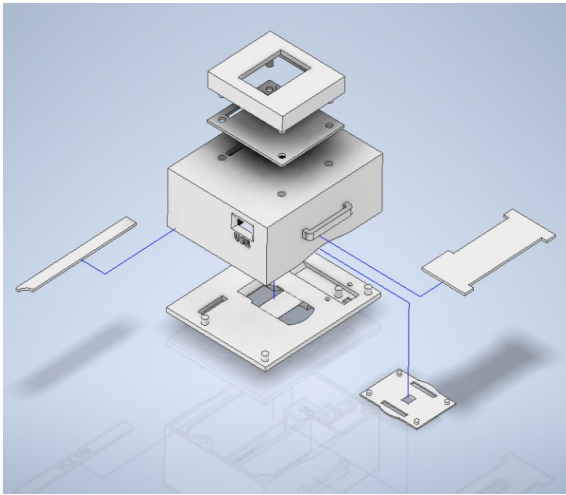
W celu opracowania schematu połączeń oraz przygotowania urządzenia do napisania programu układowego przed przygotowaniem obudowy, komponenty zostały połączone na płytce prototypowej. Rys. 1 przedstawia schemat połączeń płytki ESP32 oraz jej komponentów peryferyjnych.

Za zasilanie odpowiada akumulator Li-Pol o pojemności 750mAh. Płytkę Feather Huzzah ESP32 wyposażoną jest w układ ładowania akumulatora Li-Pol, zatem ładowanie akumulatora odbywa się poprzez wbudowany port micro USB. Pełne naładowanie akumulatora może trwać do 7,5 godziny. Dzięki obecności regulatora napięcia 3,3V, działanie urządzenia jest jednakowe zarówno na zasilaniu akumulatorowym, jak i podczas korzystania z zasilania zapewnianego poprzez złącze USB. Obecność akumulatora nie jest jednak warunkiem koniecznym do działania płytki. W przypadku braku podłączenia akumulatora, możliwe jest również jej działanie na zasilaniu zapewnianym przez port micro USB.

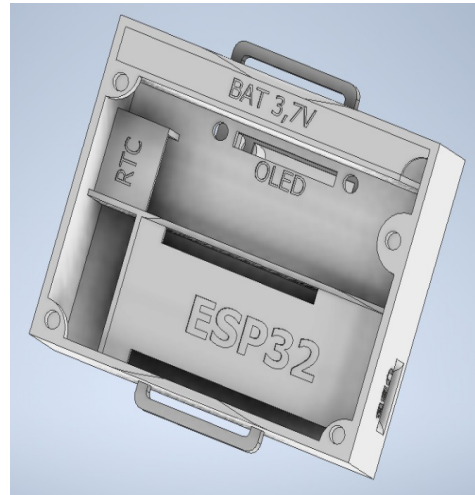
Znając wymiary każdego z wykorzystanych elementów, schemat połączeń oraz uwzględniając umieszczenie urządzenia na nadgarstku, zaprojektowano obudowę. Materiałem użytym do wydruku jest dedykowany materiał Z-ABS. Stanowi ona zespół składający się z ośmiu elementów widocznych na rys. 2 i 3.



Rys. 1 Schemat połączeń: gdzie: 1 – płytkę ESP32 Feather Huzzah [4], 2 – czujnik pulsu [5], 3 – czujnik temperatury i wilgotności względnej [6], 4 – czujnik zbliżeniowy [7], 5 – zegar czasu rzeczywistego [10], 6 – wyświetlacz OLED [8]



Rys. 2 Widok elementów obudowy [1]

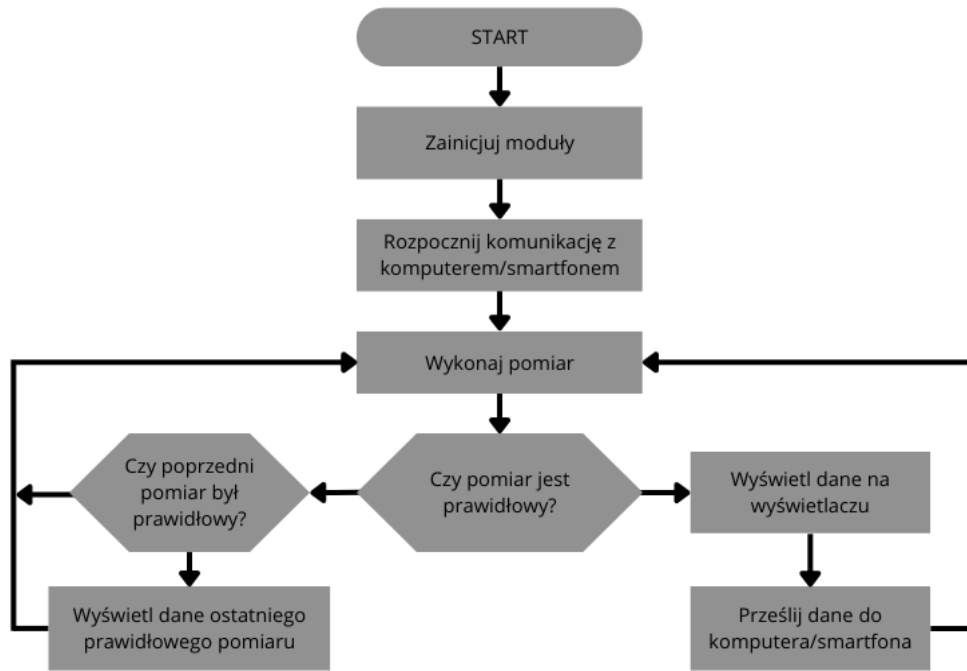


Rys. 3 Złożenie obudowy [1]

Mając na względzie wysoką precyzję drukarki 3D obudowa została zaprojektowana w taki sposób, aby każdy komponent mocowano na wcisk, bez konieczności używania dodatkowych połączeń. Na końcowym etapie, ze względu na wątpliwości dotyczące wytrzymałości połączenia, zwłaszcza pod naciskiem wynikającym ze ścisłego przylegania dolnej pokrywy wraz z sensorami do nadgarstka użytkownika, zastosowano metodę klejenia na gorąco do ustalenia zamocowania pulsometru, czujnika temperatury i wilgotności względnej oraz czujnika odbiciowego. Mając na uwadze docelowe położenie urządzenia, tj. nadgarstek, a w konsekwencji jego narażenie na szybkie ruchy oraz wstrząsy, stałe połączenia elektryczne zostały zlutowane. W przypadku komponentów umieszczonych na dolnej pokrywie zastosowano połączenia rozłączne. Za pomocą połączeń rozłącznych zamocowano również mogący wymagać wymiany akumulator oraz narażony na fizyczne uszkodzenie, a w konsekwencji konieczność wymiany, wyświetlacz OLED. Pomiar pulsu został dokonany z palca wskazującego.

4. Oprogramowanie

Ze względu na wykorzystanie osobnego urządzenia do analizy zebranych danych, oprogramowanie układowe urządzenia pomiarowego, które zostało utworzone w środowisku Arduino IDE, mogło przyjąć możliwie minimalną formę. Dzięki pozostawieniu urządzeniu pomiarowemu jedynie niezbędnych zadań i odciążeniu go od wykonywania jakichkolwiek obliczeń i procesowania zebranych danych, zmniejsza się wykorzystanie zasobów płytki, co wpływa na jej pobór energii, a w konsekwencji czas pracy na akumulatorze. Na **Rys. 4** przedstawiono uproszczony schemat blokowy działania programu.



Rys. 4 Schemat działania programu [1]

5. Program do analizy zebranych danych

Analiza danych przeprowadzana jest poza opaską. Do tego celu zastosowany został komputer przenośny wyposażony w oprogramowanie MATLAB. Rozwiązanie to umożliwia zachowanie historii pomiarów, rysowanie wykresów, a także praktycznie dowolną rozbudowę programu do analizy danych bez obaw o pamięć programową, czy spowolnienie głównej pętli programu płytki ESP32.

Pierwotnym założeniem było wykorzystanie wbudowanej w środowisku MATLAB obsługi urządzeń komunikujących się poprzez Bluetooth [11], jednak sprawiało to szereg niedogodności:

- MATLAB wymaga stałej długości bitowej zmiennej,
- wysoka częstotliwość próbkowania i przesyłania sygnału spowodowała nieprawidłowy zapis wartości – zapisywane zostawały one jako wektory o kilku wartościach, zawierające w sobie kilka pomiarów, niejednokrotnie poza kolejnością,
- w razie oczekiwania na prawidłowy pomiar, MATLAB przerywał wykonywanie programu ze względu na przekroczenie dopuszczalnego czasu oczekiwania,
- generowanie wykresu na bieżąco znacznie obciąża procesor komputera, co może stanowić znaczny problem w przypadku mniej wydajnych urządzeń oraz znacząco wpływa na czas pracy komputera na akumulatorze.

Z tego względu zdecydowano o wykorzystaniu zewnętrznego programu *CoolTerm* do przechwytywania danych przesyłanych przez opaskę. Program ten wykorzystuje możliwość skorzystania z łącza Bluetooth jako wirtualnego portu COM i obsługuje go jako standardowe łącze terminalowe. Odebrane dane zostają zapisane do pliku z rozszerzeniem *.txt*, a następnie, bez żadnych modyfikacji, wczytane do programu MATLAB.

Program do analizy odczytów w pierwszej kolejności generuje jednowymiarową tabelę, zawierającą czas wykonania każdego z pomiarów. Kolejnym etapem działania programu jest analiza uzyskanych pomiarów. Wyświetlona zostaje maksymalna i minimalna wartość każdego z pomiarów. Następnie obok każdej z wartości zostaje wyświetlony krótki komentarz.

Wartości pulsu analizowane zostają pod kątem: zbyt wysokiej jego wartości (powyżej 100ud/min), ryzyka tachykardii (powyżej 160ud/min) oraz bradykardii (poniżej 60ud/min, wartość krytyczna 40ud/min). Wartości określające zagrożenia tachykardią oraz bradykardią dobrano na podstawie dostępnej literatury z dziedziny medycyny [2].

Ponieważ pomiar temperatury wykonywany jest na nadgarstku, jego wartość zwłaszcza przy dolnej granicy, odbiega od przyjętych za standardowe wartości dla człowieka. Ponadto jest ona zależna od temperatury otoczenia. Może być jednak przeprowadzona analiza zmian temperatury w czasie oraz w zakresie przekroczenia określonej wartości wskazującej na wysoką temperaturę ciała. Z tego powodu za dolną granicę przyjęto temperaturę równą 32°C a górną 37°C. Przeprowadzone zostały również badania wykazujące, że temperatura mierzona na nadgarstku ma bezpośredni wpływ na odczuwanie przez człowieka komfortu termicznego. Oznacza to, że monitorując temperaturę ciała za pomocą opaski umieszczonej na nadgarstku, możliwe jest wyznaczenie komfortowej temperatury dla użytkownika [3].

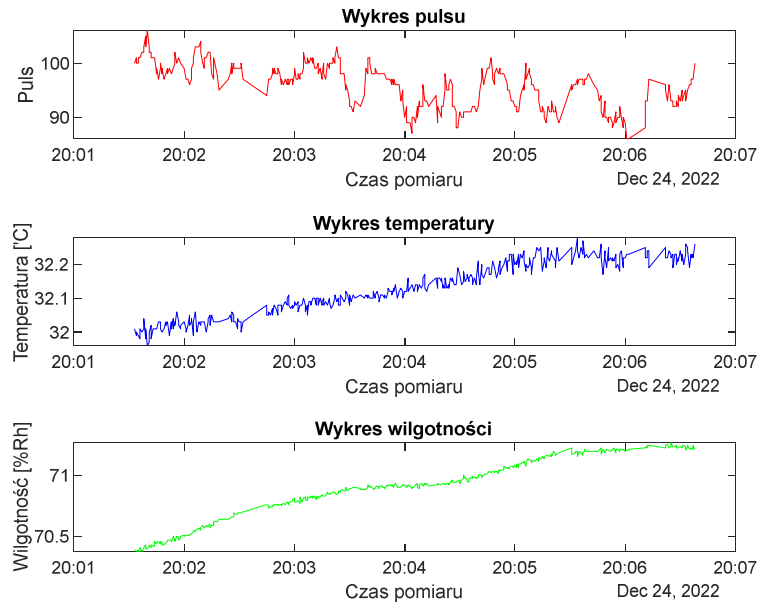
Wilgotność analizowana jest pod kątem wartości odpowiadających warunkom komfortowym, tj. pomiędzy 50% a 70%Rh. Wartości pomiędzy 80% a 95%Rh wskazują na pot.

Po wstępnej analizie danych sprawdzane są wystąpienia takich zdarzeń, jak:

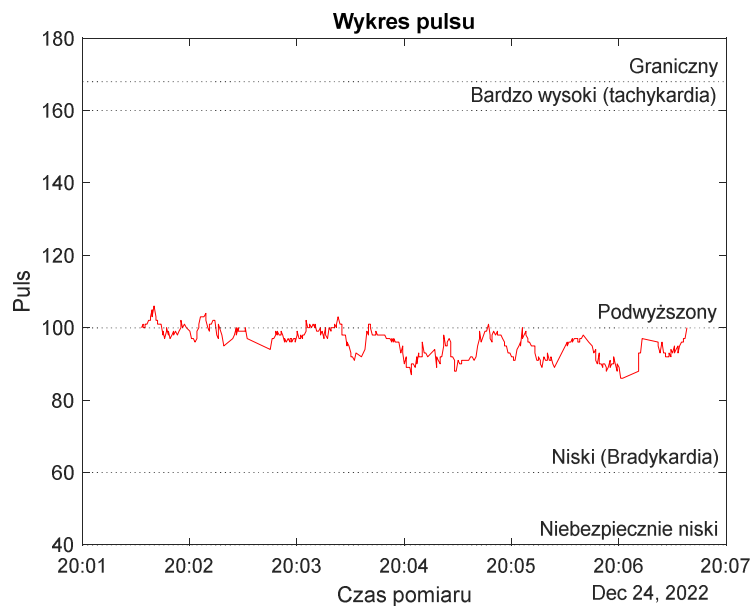
- przekroczenie maksymalnego dopuszczalnego tętna (220ud/min – wiek pacjenta),
- puls powyżej 120ud/min oraz wilgotność powyżej 80%Rh, odpowiadające w prawidłowych warunkach wysiłkowi fizycznemu,
- wysoka zmienność pulsu – gdy różnica między minimum a maksimum wynosi powyżej 30% średniej,
- równoczesne wystąpienie tachykardii, wysokiej temperatury oraz wilgotności ciała, mogących wskazywać na występujący zawał serca,
- równoczesny wzrost tętna na poziomie 30%, temperatury na poziomie 5% oraz wilgotności 20%, mogący świadczyć o rozpoczęciu bardzo intensywnej aktywności fizycznej, bądź rozpoczynającego się zawału serca.

W dalszej części program generuje wykresy każdego z mierzonych parametrów. Przykładowe wykresy mierzonych parametrów zostały przedstawione na Rys. 5. Użytkownik może z menu wybrać wygładzenie wykresów, bądź wygenerowanie osobnego wykresu pulsu, temperatury oraz wilgotności.

Każdy z osobno wygenerowanych wykresów może zostać wygładzony a wykres tętna oraz wilgotność może mieć naniesione na wykres horyzontalne linie wyznaczające zakresy norm przedstawiono na Rys. 6.



Rys. 5 Wykresy pomiarów wszystkich parametrów



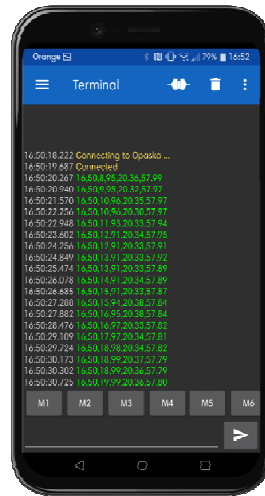
Rys. 6 Wykres pulsu z naniesionymi granicami norm

6. Testy funkcjonalne

6.1 Testy komunikacji urządzenia

Funkcjonalność komunikacji terminalowej poprzez USB została zachowana, gdyż może ona służyć zarówno w celu debugowania, jak i kontroli poprawności działania urządzenia. Ponadto jedynie w ten sposób opaska wysyła informację, gdy odczyt został wykonany, ale jest on niepoprawny, co może być przydatne do identyfikacji problemu sprzętowego z pulsometrem lub jego połączeniem z płytką ESP32. Połączenie poprzez Bluetooth przebiegło poprawnie, także w przypadku komunikacji ze smartfonem.

Rys. 7 przedstawia odbieranie pomiarów na smartfonie z systemem Android.



Rys. 7 Testowe połączenie ze smartfonem poprzez aplikację

6.2 Pomiary testowe

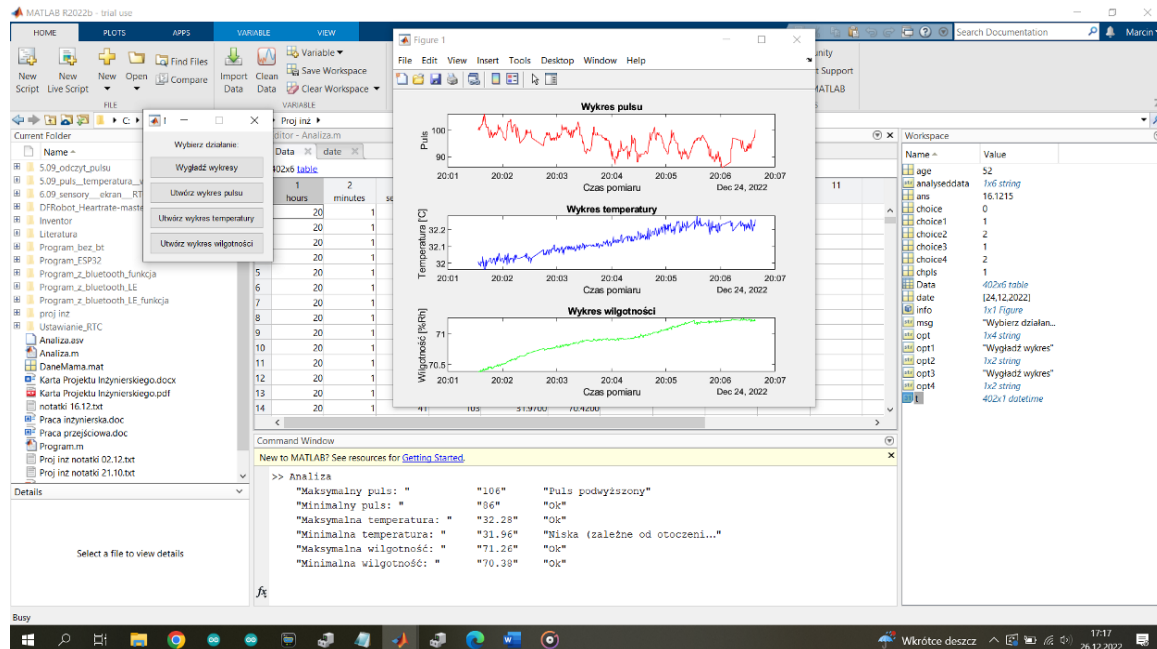
Po umieszczeniu elementów w obudowie, przeprowadzony został test funkcjonalny, służący zebraniu danych pomiarowych, które mogły zostać wykorzystane do testu programu działającego w środowisku MATLAB. Urządzenie w gotowej formie, zasilane akumulatorem, zostało umieszczone na nadgarstku osoby wykonującej lekkie codzienne czynności, co zilustrowano na rys. 8. W systemie pojawił się wirtualny port COM, będący połączeniem terminalowym realizowanym przez Bluetooth. Umożliwiło to zastosowanie programu CoolTerm do rejestrowania uzyskanych pomiarów do pliku tekstowego. Dane testowe zbierane były przez około 5 minut.



Rys. 8 Opaska umieszczona na nadgarstku podczas testu

Następnie zawartość pliku tekstowego została zaimportowana do programu MATLAB. Do przestrzeni roboczej programu dodano brakujące parametry, wymagane do prawidłowego

działania programu. Wynik działania programu przedstawia **Rys. 9**. Nie zostały wyzwolone żadne ostrzeżenia alarmujące o wykrytych znaczących nieprawidłowościach. Ponieważ maksymalny zanotowany puls przekracza normę dla pulsu spoczynkowego, program oznaczył go jako podwyższony.



Rys. 9 Wynik działania programu podczas wykonywania czynności codziennych

Kolejne trzy pomiary testowe zostały wykonane u innego użytkownika podczas trzech różnych scenariuszy użytkowych tak, aby sprawdzić zachowanie urządzenia oraz programu do analizy w różnych warunkach pomiarowych (Rys. 10). Podczas każdego z pomiarów urządzenie, zgodnie z założeniem, umieszczone było na nadgarstku lewej ręki osoby poddanej pomiarom z zastosowaniem elastycznego paska, który zapewnia przyleganie sensorów do powierzchni skóry, co przekłada się na precyzję pomiaru.

Pierwszy z nich został wykonany podczas aktywności relaksacyjnej – gra komputerowa (Rys. 10a). Celem tego pomiaru było sprawdzenie wyników działania programu, gdy puls ulega częstej zmianie, lecz nie jest wykonywana intensywna aktywność fizyczna. Pomiar trwał 45 minut. Nie zostały wyzwolone żadne ostrzeżenia o znaczących nieprawidłowościach. We wstępnej analizie pojawiła się adnotacja o podwyższonym pulsie, gdyż przekracza on normę dla pulsu spoczynkowego.

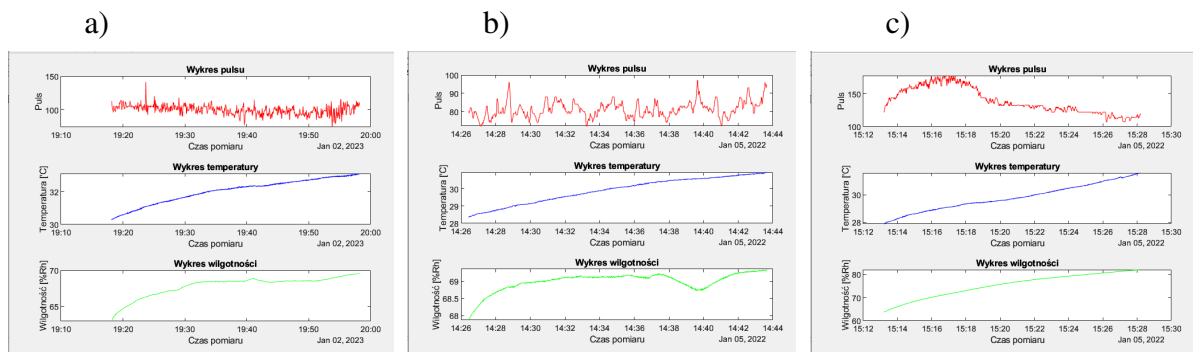
Następny pomiar – to pomiar spoczynkowy (Rys. 10b). Użytkownik znajdował się w pozycji siedzącej, nie wykonywał znaczącej aktywności fizycznej ani intensywnej pracy umysłowej. Nie zostały wyzwolone żadne ostrzeżenia o znaczących nieprawidłowościach, a wszystkie pozostałe parametry, poza temperaturą, zostały oznaczone jako prawidłowe.

Ostatni z wykonanych pomiarów dostarczył dane dla raptownego, intensywnego wysiłku fizycznego (Rys. 10c). Użytkownik wraz z początkiem pomiaru rozpoczął intensywną aktywność na rowerze stacjonarnym w celu szybkiego wzrostu pulsu do wartości

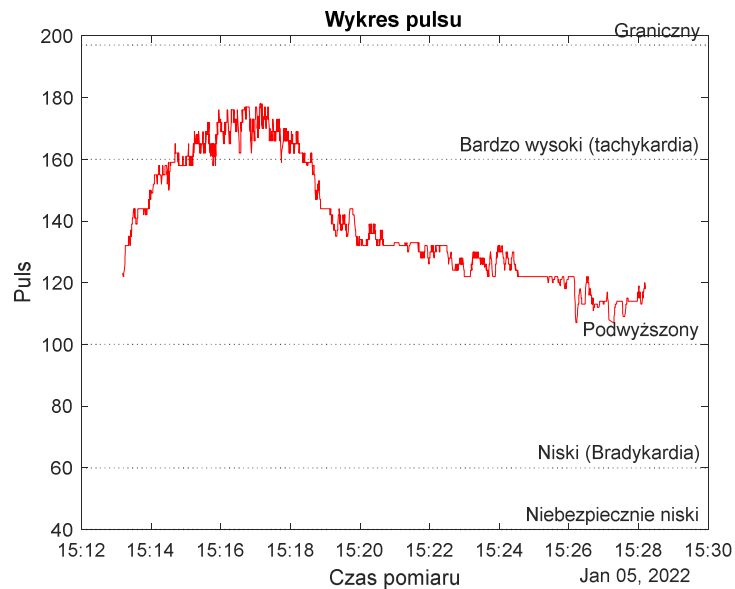
mieszczących się w przedziale odpowiadającym tachykardii (wykres z naniesionymi granicami norm ilustruje Rys. 11), a także wzrostu temperatury oraz wilgotności skóry.

Głównym celem tego pomiaru było sprawdzenie, czy nagłe rozpoczęcie intensywnego treningu nie spowoduje wyzwolenia alertu o zawale. Jednoczesny wzrost wszystkich parametrów jest bowiem analizowany pod kątem zawału i istniało podejrzenie możliwości odebrania takich danych jako początek zawału serca.

Zgodnie z uzyskanymi wynikami został wygenerowany jedynie alert o parametrach odpowiadających wysiłkowi fizycznemu. Również wilgotność skóry została poprawnie zidentyfikowana jako podwyższona ze względu na występujący pot.



Rys. 10 Wynik działania programu podczas a) gry komputerowej; b) spoczynku; c) intensywnej aktywności fizycznej



Rys. 11 Wykres pulsu podczas intensywnej aktywności fizycznej z zaznaczonymi granicami norm

6.3 Podsumowanie testów funkcjonalnych

Przeprowadzone testy funkcjonalne wykazały prawidłowe działanie zarówno urządzenia pomiarowego – opaski, jak i programu stworzonego na potrzeby analizy zebranych danych. Wbrew pierwotnym obawom, nagłe rozpoczęcie intensywnej aktywności fizycznej nie zakłóca działania urządzenia i nie przyczynia się do wygenerowania fałszywego ostrzeżenia o zawale serca.

Uzyskiwane wyniki pomiaru temperatury są jednak mało wiarygodne na potrzeby ich analizy. Podczas każdego z pomiarów wartość temperatury wskazywała tendencję wzrostową, wynikającą z czasu reakcji czujnika i pojemności cieplnej urządzenia. Ponadto jest ona zależna od temperatury otoczenia i ze względu na umieszczenie czujnika, nie reprezentuje w pełni prawidłowej temperatury ciała użytkownika, stanowiącej podstawę do porównania z wartościami referencyjnymi. Zmierzona wilgotność skóry również wykazuje na początku pomiaru wartość rosnącą, jednak znacznie szybciej niż w przypadku temperatury, ulega ona ustabilizowaniu.

7. Wnioski

Realizacja projektu pozwoliła na sformułowanie poniżej przedstawionych wniosków.

- Urządzenia typu wearable w formie opaski umieszczonej na nadgarstku potencjalnie umożliwiają monitorowanie znacznie większej liczby zdarzeń niż aktywność fizyczna i mogą znaleźć zastosowanie w monitorowaniu zdrowia, wyznaczaniu komfortu cieplnego oraz diagnozie nieprawidłowości w pracy serca. Jednakże dla precyzyjnej diagnozy takich schorzeń, jak m.in. arytmia lub zawał serca, wskazane jest wyposażenie urządzenia w więcej czujników, zwłaszcza monitor EKG.
- Wiarygodna diagnoza arytmii nie jest możliwa na podstawie pulsometru optycznego. Takie urządzenie jest zbyt podatne na zakłócenia wynikające z ruchu, bądź nieprecyzyjnego umieszczenia sensora na ciele.
- Detekcja ryzyka tachykardii oraz występującego zawału serca przy zastosowaniu urządzenia wyposażonego w pulsometr optyczny, czujnik temperatury oraz wilgotności jest stosunkowo wiarygodna w przypadku, gdy użytkownik przebywa w stanie spoczynku i wykonywania czynności codziennych, wymagających co najwyżej lekkiej aktywności fizycznej. Bez wspomagania się elektrokardiogramem istnieje podejrzenie, że podczas bardzo intensywnej aktywności fizycznej, wiążącej się z pulsem mieszczącym się w zakresie odpowiadającym tachykardii, zawał serca pozostanie niewykryty i uznany za intensywną aktywność fizyczną.
- Zastosowanie Bluetooth jako łącza komunikacyjnego umożliwia wykorzystanie innych urządzeń mobilnych, takich jak tablet lub smartfon, do zbierania oraz przetwarzania wykonanych pomiarów, a samo łącze jest wystarczająco szybkie, aby pozwolić na przesył danych w czasie rzeczywistym, nawet przy dość wysokiej częstotliwości pomiarów (w opisywanym projekcie $\geq 1\text{Hz}$).
- Wbudowane w środowisku MATLAB funkcje pozwalają na szybkie i elastyczne generowanie wykresów oraz analizę zestawu zapewnianych danych, bez konieczności opro-

gramowywania takich funkcji, jak wyznaczenie średniej, wygładzenie, czy wyliczenie amplitudy.

8. Możliwości dalszego rozwoju

W celu udoskonalenia urządzenia, rozszerzenia jego funkcjonalności i zwiększenia wiarygodności detekcji zaburzeń rytmu serca zaproponowano następujące możliwości jego rozwoju:

- opracowanie dedykowanego układu zastępującego płytkę ESP32 w celu zmniejszenia gabarytów urządzenia oraz uczynienia go bardziej energooszczędnym,
- zwiększenie mocy obliczeniowej urządzenia, aby możliwa była natywna implementacja algorytmów analizujących na bieżąco odczytywane parametry, bez konieczności wykorzystywania w tym celu komputera, bądź innego zewnętrznego urządzenia,
- doposażenie opaski w czujnik temperatury otoczenia, w celu zapewnienia możliwości możliwość określenia komfortu cieplnego użytkownika,
- zamiana pulsometru na dokładniejszy,
- dołożenie dodatkowego czujnika temperatury w innym miejscu, np. w pachwinie, aby możliwe były odczyty referencyjne temperatury ciała oraz wyposażenie urządzenia w moduł GPS oraz GSM, który np. w razie wykrycia zasłabnięcia wyśle do określonych osób wiadomość SOS z krótką treścią komunikatu alarmowego oraz lokalizacją użytkownika,
- implementacja modułu EKG, który pomimo takich niedogodności, jak skomplikowane oprogramowanie działania modułu i analizy odczytywanych danych, czy konieczność umieszczenia na ciele dodatkowych elektrod, pozwoli w pewny i wiarygodny sposób wykryć takie zaburzenia jak arytmia, migotanie przedsionków, czy zawał,
- zastosowanie akcelerometru i dopracowanie algorytmu tak, aby przyjmował odpowiednio różne normy referencyjne podczas wykonywania aktywności fizycznej, zależnie od jej intensywności. Umożliwia to również oszacowanie kondycji fizycznej użytkownika poprzez porównanie zmierzonych wartości parametrów z prawidłowymi, zdrowymi wartościami dla danej aktywności fizycznej,
- zaadaptowanie algorytmów uczenia maszynowego, w celu zwiększenia dokładności detekcji nieprawidłowości, dopasowanej do predyspozycji konkretnego użytkownika, opracowanie graficznego interfejsu użytkownika oprogramowania MATLAB w MATLAB App Designer.

Bibliografia

- [1] Auer M., *Opaska wykrywająca zaburzenia rytmu serca*, Projekt inżynierski Akademii Nauk Stosowanych w Raciborzu, Racibórz 2023.
- [2] Dłużniewski M., Mamcarz A., Krzyżak P., *Kardiologia praktyczna dla lekarzy rodzinnych i studentów medycyny*, tom IV, Część 1, *Zaburzenia rytmu serca*, Rozdział III *Elektrokardiogram spoczynkowy w diagnostyce zaburzeń rytmu*, Akademia Medyczna, Warszawa 2003.

- [3] Sabatini A. M. (red.), *Estimation of Thermal Sensation Based on Wrist Skin Temperatures*, National Library of Medicine, 2016, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4850935/> [dostęp: 26.12.2022].
- [4] <https://botland.com.pl/plytki-zgodne-z-arduino-adafruit/10874-feather-huzzah-esp32-modul-wifi-bluetooth-gpio-wlutowane-zlacza-adafruit-3591-5904422316938.html> [dostęp: 03.06.2022].
- [5] <https://botland.com.pl/gravity-czujniki-medyczne/7455-dfrobot-gravity-czujnik-tetna-ludzkiego-serca-5903351243469.html> [dostęp: 22.05.2022].
- [6] <https://botland.com.pl/czujniki-multifunkcyjne/20677-fermion-czujnik-temperatury-i-wilgotnosci-shtc3-i2c-dfrobot-sen0414-5904422382193.html> [dostęp: 26.08.2022].
- [7] <https://botland.com.pl/czujniki-odbiciowe/16056-cytron-maker-reflect-analogowy-czujnik-odbiciowy-podczerwieni-ir-5904422365981.html> [dostęp: 22.05.2022].
- [8] <https://botland.com.pl/wyswietlacze-oled/4432-wyswietlacz-oled-kolorowy-graficzny-095-b-96x64px-spi-proste-zlacza-waveshare-10514-5904422309329.html> [dostęp: 26.08.2022].
- [9] <https://botland.com.pl/akumulatory-li-pol-1s-37v-/15608-akumulator-li-pol-akyga-750mah-1s-37v-zlacze-jst-bec-gniazdo-58x21x6mm-5904422343590.html> [dostęp: 3.06.2022].
- [10] <https://botland.com.pl/moduly-rtc/3790-modul-rtc-ds3231-i2c-zegar-czasu-rzeczywistego-5904422373788.html> [dostęp: 26.08.2022].
- [11] <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/bluetooth.read.html> [dostęp: 22.12.2022].

Dane kontaktowe

Małgorzata Kuchta, malgorzata.kuchta@akademiarac.edu.pl