

UNIwersytet Zielonogórski

Wydział Matematyki, Informatyki i Ekonometrii

kierunek Inżynieria danych

specjalność Modelowanie i analiza danych

Katarzyna Pypka

Metoda matematyczna wykrywania migotania przedsionków

Mathematical method of detecting atrial fibrillation

Promotor pracy
dr Jacek Bojarski

Zielona Góra, 2022

*Pragnę serdecznie podziękować moim rodzicom
za możliwość edukacji i okazane wsparcie.*

Spis treści

Wstęp	3
1 Praca serca	4
1.1 Cykl pracy serca	4
1.2 Elektrokardiogram	5
1.3 Diagnostyka wad serca	7
1.3.1 Migotanie przedsionków	7
2 Budowa rejestratora EKG	10
2.1 Działanie urządzenia	13
3 Model matematyczny	14
3.1 Detekcja załamków R	14
3.1.1 Transformacja sygnału	15
3.2 Wykrywanie migotania przedsionków	22
4 Implementacja modelu	23
4.1 Funkcje	23
4.2 Zastosowanie	25
4.2.1 Pierwszy przypadek	25
4.2.2 Drugi przypadek	25
4.2.3 Trzeci przypadek	26
Dodatek	27
A Oprogramowanie rejestratora EKG	27
B Kod R	29
C Zrzuty ekranu	32

Wstęp

W niniejszej pracy podejmujemy zagadnienie cyfrowego przetwarzania rzeczywistych sygnałów serca, przy użyciu metod matematycznych oraz technologii komputerowych. Temat dotyczy diagnozowania jednej z arytmii serca, jaką jest migotanie przedsionków, na podstawie odczytu sygnału z elektrokardiogramu (EKG - graficzny zapis elektryczny aktywności serca). Historia urządzenia sięga końca XIX wieku, a za wynalazcę uważa się holenderskiego lekarza Willema Eithovena, mimo, że pierwszą elektryczną czynność serca zarejestrował Anglik August Waller w 1887 r. Jednak to Einthoven, kontynuując pracę Wallera, przyczynił się do nowej techniki i opracowania pierwszych odprowadzeń. Było to jedno z pierwszych urządzeń nieinwazyjnych, badających organizm człowieka. Przy pomocy przytwierdzonych do ciała elektrod, rejestrator zapisuje sygnał elektryczny w postaci krzywej EKG. Badanie elektrokardiogramem wspomaga diagnostykę chorób serca, które mogą być wrodzone lub nabyte. Zachorowania w dużej mierze spowodowane są rozwojem cywilizacji, intensywnością współczesnego stylu życia, a także zmianą sposobu żywienia.

Choroby serca są najczęstszą przyczyną zgonów na świecie, co wynika z powszechności i dużej różnorodności tych chorób. Jedną z najczęstszych wad serca jest arytmia migotania przedsionków, która może przebiegać bezobjawowo. Jest trudna do wykrycia, ze względu na jej charakter epizodyczny. Schorzenie to posiada różne postacie, np. napadowe, trwałe i utrwalone. Zaburzenie utrwalone można wykryć z łatwością, ze względu na jego stałe występowanie. Jednak arytmia napadowa jest trudna do uchwycenia z powodu krótkich epizodów jawnego zaburzenia pracy serca, ale jej istotność kliniczna jest tak samo ważna jak arytmii utrwalonej, ponieważ tak samo może prowadzić do udaru mózgu. Dlatego w praktyce stosuje się badania Holterowskie, które przeważnie trwają od 24 do 72 godzin a nawet 7 dni. Analiza wzrokowa 7-dniowego sygnału EKG jest bardzo utrudniona, dlatego potrzebne jest wdrożenie metod numerycznych do wykrywania zaburzeń rytmu serca.

W pracy przedstawimy jedno z rozwiązań wykrywania migotania przedsionków. Rozpocznemy od lepszego zrozumienia sygnału i działania urządzenia EKG, zaprezentujemy cykl pracy serca oraz wyjaśnimy jego postać przedstawioną na krzywej EKG. Jest to ważny element by prawidłowo zinterpretować sygnał i wyznaczyć jego własności. Przytoczymy wszystkie charakterystyczne cechy migotania przedsionków. Następnym ważnym elementem pracy jest samodzielnie skonstruowany rejestrator EKG wykonany z podzespołów elektrycznych. Za pomocą tego urządzenia zebraliśmy dane, które poddaliśmy analizie. Kolejną częścią jest model matematyczny, który skupia się na wyszukiwaniu charakterystycznych punktów krzywej EKG jakim są załamki R. Wyznaczenie ich poprzedzimy transformacją sygnału polegającą na wyeliminowaniu trendu oraz ujednoczeniu skali pomiaru. Następnie obliczymy odstęp między załawkami R oraz wprowadzimy wskaźniki oceny ich regularności. Wprowadzony model matematyczny zastosowaliśmy w środowisku R.

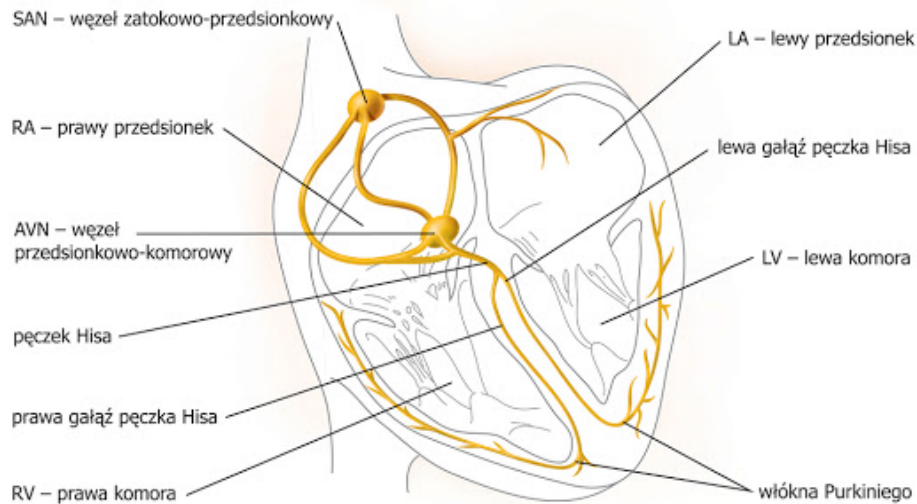
Elementy tej pracy były konsultowane z lek. Piotrem Andersem, któremu składam serdeczne podziękowania za inspirację, wszelką pomoc merytoryczną oraz poświęcony czas.

1 Praca serca

Jednym z najważniejszych narządów w ciele człowieka jest serce, którego głównym zadaniem jest pompowanie krwi i jej transport. Umożliwia funkcjonowanie naszego organizmu. Znajduje się ono w centralnej części klatki piersiowej i jest w przybliżeniu wielkości dłoni zaciśniętej w pięść. Jest zbudowane z mięśni, które kurczą się i rozkurczają. Dzieli się na dwie części: prawą i lewą oraz posiada dwa przedsionki i dwie komory. Serce pracuje nieprzerwanie i w pewnym określonym rytmie, jednak może ono się zmieniać w zależności od potrzeb organizmu np. przy uprawianiu sportu.

1.1 Cykl pracy serca

Cykl pracy serca jest kluczowy dla pełnego zrozumienia i interpretacji procesów w nim zachodzących, dlatego zaprezentujemy go krok po kroku. Serce jest narządem, które samoistnie kurczy się i rozkurcza a jego funkcjonowanie jest autonomiczne. Czynność ta kontrolowana jest przez układ przewodzenia bodźców elektrycznych (budowa układu zaprezentowana na rys. 1.1). Fale depolaryzacji (skurcz) są cykliczne i trwają około 1000 ms, czyli około 60-80 uderzeń na minutę. Impuls elektryczny jest wysyłany z węzła zatokowo-przedsionkowego (SAN) bodźcoprzewodzącego przedsionka, gdzie ostatecznie dociera do węzła przedsionkowo-komorowego (AVN). W węzle tym występują mniejszej wielkości komórki, dlatego dochodzi do zmniejszenia prędkości przewodzenia. Zmniejszenie prędkości skutkuje opóźnieniem depolaryzacji komór od ok. 100 do 150 ms, w porównaniu do depolaryzacji przedsionków. Potencjał rozchodzi się pęczkiem Hisa, a następnie prawą i lewą odnogą przedsionkowo-komorową oraz włóknami Purkiniego. Poprzez włókna impuls przenoszony jest na mięśnie obu komór. Po zakończeniu cyklu depolaryzacji i repolaryzacji następuje relaksacja mięśnia roboczego komór [11].

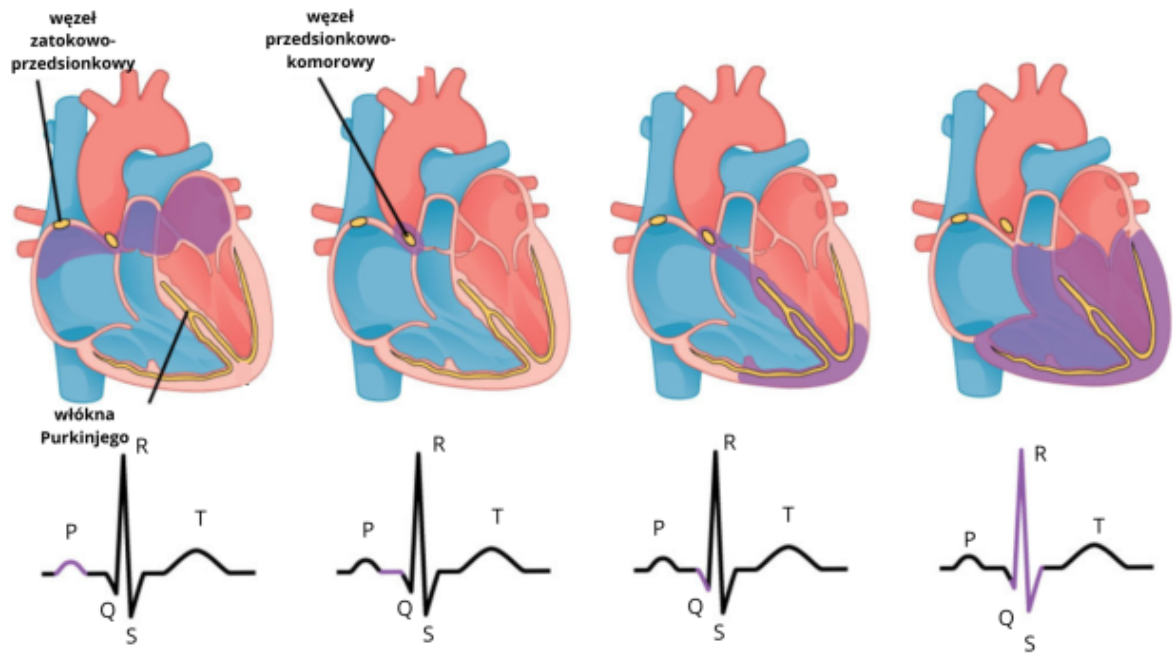


Rysunek 1.1: Układ bodźco-przewodzący. Źródło: [5]

1.2 Elektrokardiogram

Zadaniem elektrokardiografu jest rejestrowanie czynności elektrycznej serca. Zapisuje on zmienności potencjału elektrycznego wytwarzanego przez serce, na podstawie różnicy napięć między poszczególnymi elektrodami. Przedstawione graficznie zmiany potencjału zarejestrowane w czasie, tworzą krzywą elektrokardiograficzną. Czynności zaprezentowane jako krzywa EKG są efektem procesów depolaryzacji i repolaryzacji komórek, wynikających z działania tak zwanej pompy jonowej, sterującej przepływem jonów sodu, potasu oraz wapnia przez błonę komórkową [1]. Poszczególne odstępy, odcinki i zespoły odpowiadają procesowi przepływu energii:

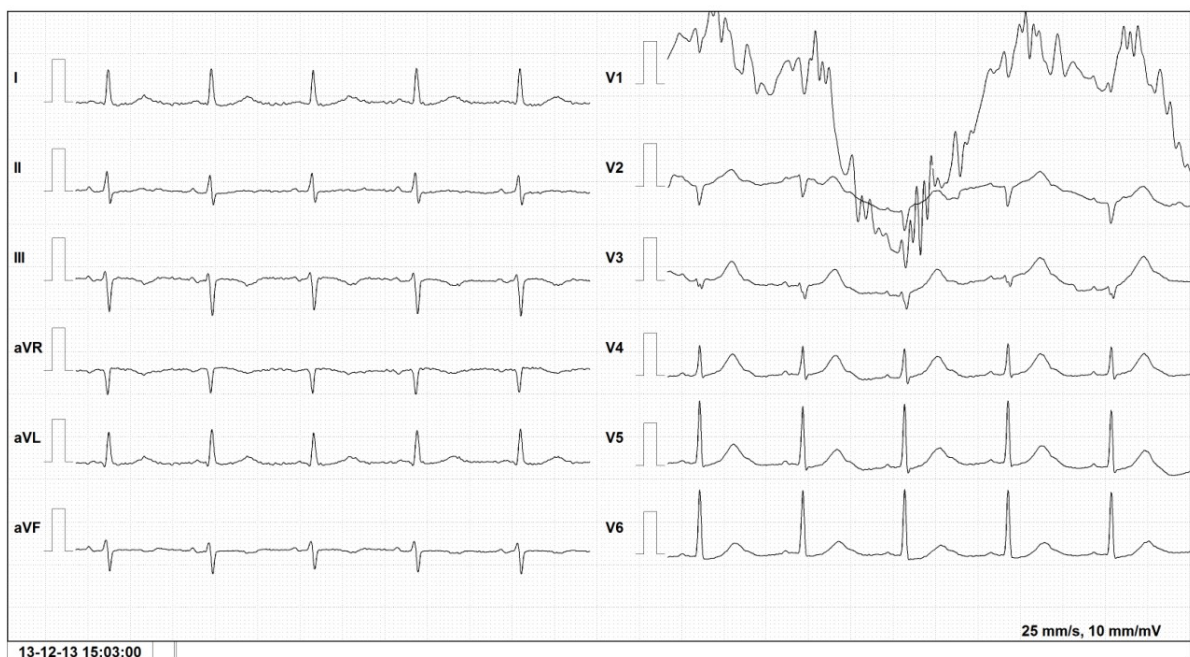
- załamek P - depolaryzacja mięśnia przedsionków,
- odcinek PQ - czas depolaryzacji węzła przedsionkowo-komorowego,
- zespół QRS - depolaryzacja mięśnia komór,
- załamek R - dodatni załamek zespołu QRS depolaryzacji komór,
- odcinek ST - początek repolaryzacji komór,
- załamek T - repolaryzacja komór.



Rysunek 1.2: Cykl przepływu impulsu elektrycznego serca oraz krzywa EKG. Źródło: [7]

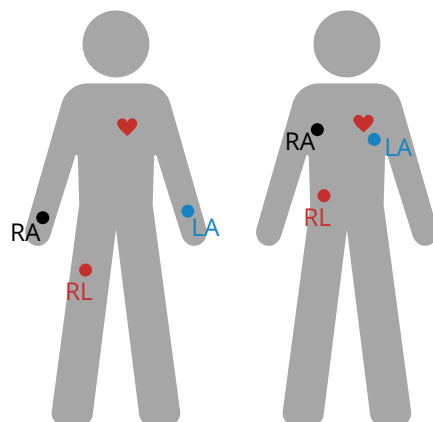
Podstawowy 12-odprowadzeniowy zapis EKG składa się z:

- 3 odprowadzenia kończynowe dwubiegunowe (I, II, III),
- 3 odprowadzenia kończynowe jednobiegunowe (aVR, aVL, aVF),
- 6 odprowadzeń przedsercowych jednobiegunowych (V1, V2, V3, V4, V5, V6).



Rysunek 1.3: Pełny zapis sygnału EKG. Archiwum własne.

W dalszej części pracy będziemy wykorzystywać sygnał z odprowadzeń kończynowych dwubiegunowych. W szczególności będziemy posługiwać się I odprowadzeniem, który przedstawia różnicę potencjałów elektrod o przeciwnej polaryzacji. Składa się z elektrod: dodatniej (LA), ujemnej (RA) oraz uziemienia (RL).



Rysunek 1.4: Możliwości umieszczenia elektrod dla odprowadzenia I. Opracowanie własne.

1.3 Diagnostyka wad serca

Choroby związane z układem sercowo-naczyniowym są najczęstszą przyczyną zgonów na świecie. Powodem tego może być trudność w wykrywaniu chorób kardiologicznych ze względu na częste powiązania z innymi objawami, niewskazującymi na problemy z układem sercowo-naczyniowym. Diagnostyka wad serca jest skomplikowana. Składa się z: rozpoznania objawów, szeregu badań np. szczegółowego EKG, radiologicznego i wielu innych.

Istotnym parametrem diagnostyki na podstawie EKG jest rytm serca. Jego zaburzenia towarzyszą przeważnie każdej chorobie serca i są powszechne. Rytm serca ściśle związany jest z określeniem częstości jego pracy. Mierząc występowanie zespołów QRS (liczba zespołów QRS w 1 minucie sygnału EKG), określamy częstość akcji serca. Prawidłowy rytm wynosi od 60 do 80 uderzeń na minutę. Jeśli częstość pracy serca jest poniżej prawidłowego, określamy ją jako bradykardię, natomiast jeśli jest powyżej, to mówimy o tachykardii. Oprócz wyznaczenia rytmu serca, możemy określić jego miarowość. Rytm może być miarowy lub niemiarowy. Prawidłowa pełna ocena rytmu serca pod kątem ogólnej diagnostyki powinna być wykonana na 12 odprowadzeniowym EKG o przedłużonym zapisie.

W niniejszej pracy zajmiemy się diagnostyką pod kątem wykrywania arytmii serca migotania przedsionków, którą można wykonać na podstawie oceny rytmu serca z jednego odprowadzenia dwubiegunowego kończynowego EKG [4]. Należy jednak zauważyć, że jest to badanie uzupełniające, mogące jedynie potwierdzić wadę serca, ale jej nie wykluczyć. Przyjrzymy się charakterystyce arytmii serca jakim jest migotanie przedsionków.

1.3.1 Migotanie przedsionków

Migotanie przedsionków jest najczęściej występującą chorobą zaburzenia rytmu serca, czyli arytmia serca. Objawia się szybką nieregularną pracą serca oraz brakiem skurczu przedsionków. Arytmia nieleczona może skutkować bardzo groźnymi powikłaniami

zakrzepowo-zatorowymi. Schorzenie to jest powodem 25% udarów mózgu, któremu można zapobiec poprzez zastosowanie odpowiedniego leczenia. Arytmia ta występuje u 1–2% populacji ogólnej. Szacuje się, że zaburzenie to posiada ponad 6 mln w Stanach Zjednoczonych i 6 mln osób w Europie. Skala rozpowszechnienia jest na tyle duża, że mówi się już o epidemii, a nawet pandemii. Częstość występowania wzrasta wraz z wiekiem. Osoby powyżej 80 roku życia stanowią 36% populacji osób z tym schorzeniem. Arytmia może być bezobjawowa, co powoduje trudność jej wykrycia. U 30% pacjentów rozpoznaje się ją przypadkowo przy wykonaniu standardowego lub ciągłego zapisu EKG [6].

Wyróżnia się kilka typów migotania przedsionków ze względu na czas trwania oraz objawy:

- rozpoznane po raz pierwszy,
- napadowe - jeśli trwa mniej niż 7 dni (zazwyczaj poniżej 48 godzin),
- przetrwałe - trwa ponad 7 dni,
- długo przetrwałe¹ - trwa ponad rok,
- utrwalone - długotrwałe, nieskuteczne próby kardiowersji².

Zaleceniem Europejskiego Towarzystwa Kardiologicznego (ESC, European Society of Cardiology), jest stosowanie diagnostyki arytmii na zapisie EKG 12-odprowadzeniowym lub pojedynczego odprowadzenia, o czasie trwania nie krótszym niż 30 s.

Towarzystwo Kardiologiczne dokładnie definiuje jakimi cechami charakteryzuje się migotanie przedsionków [2]:

- niemiarywość rytmu - nieregularne odstępy RR (brak powtarzalności rytmu),
- brak załamków P,
- długość cyklu, czyli odstępy między falami f³, jest zmienna i wynosi <200 ms.

Także dodatkową informacją będzie:

- nieregularny puls,
- możliwa tachykardia.

Rysunek 1.5 ukazuje w górnym zapisie badanie pacjenta z migotaniem przedsionków a w dolnym z prawidłowym rytmem zatokowym. Sygnał pacjenta z arytmia serca posiada widoczne nieregularne odstępy między wierzchołkami, czyli załamkami R. Natomiast sygnał pacjenta z prawidłowym rytmem serca ma równe odstępy.

Cechą charakterystyczną migotania przedsionków jest mierzona odległość między falami f, która na rysunku jest oznaczona czerwoną strzałką. Fala ta obrazuje przepływ impulsu elektrycznego w przedsionkach serca. Jednak w pierwszym odprowadzeniu kończynowym dwubiegunowym jest praktycznie niezauważalna i trudna do wykrycia. Z tego powodu w dalszej części pracy zaprezentujemy rozwiązanie wykrywania arytmii migotania przedsionków, przy wykorzystaniu jednej z cech, jaką jest nieregularność rytmu serca.

¹W tym wypadku próba przywrócenia prawidłowego rytmu serca zatokowego - kardiowersja

²Zabieg przywrócenia zatokowego rytmu serca

³Fala wychyleń przedsionków, niewidoczna na I odprowadzeniu sygnału EKG



Rysunek 1.5: Sygnał EKG z rytmem zaburzonym i rytmem zatokowym. Źródło: [12]

2 Budowa rejestratora EKG

W tej części pracy opiszemy proces konstruowania rejestratora EKG z podzespołów elektronicznych dostępnych i zakupionych w sklepach internetowych. Urządzenie składa się z następujących elementów:

1. Główne:

- mikrokontroler Arduino (M3) posiadający:
 - port USB lub moduł wi-fi by łatwo podłączyć go do komputera,
 - co najmniej 3 piny analogowe oraz 5 pinów cyfrowych,
 - złącze ICSP.

Przykład: <https://botland.com.pl/arduino-seria-nano-oryginalne-plytki/12960-arduino-nano-a000005-7630049200173.html?cd=1050025856&ad=59042172917&kd=&gclid=EAIaIQobChMIg4Ldyqjr9QIVqQZ7Ch0-sg-mEAYASAAEgIJpvD.BwE>

- moduł do pomiaru aktywności elektrycznej serca (M5) SparkFun AD8232.
Przykład: <https://botland.com.pl/czujniki-medyczne/-czujnik-do-pomiaru-aktywnosci-serca-pulsometr-ad8232-sparkfun-sen-12650.html>
- moduł zasilający (M1) posiadający:
 - jack zasilający o napięciu wejściowym 6.5–14 V,
 - piny o napięciu 5 V (5 szt.) i 3.3 V (1 szt.), w przypadku gdy zabraknie wyjść można połączyć galwanicznie następne obwody,
 - przycisk zasilania.

Przykład: <https://botland.com.pl/moduly-zasilajace/1482-modul-zasilajacy-do-plytek-stykowych-mb102-33v-5v-5904422300739.html>

- moduł czytnika kart microSD (M4) posiadający piny:
 - zasilające: GND i VCC (5V),
 - komunikacyjne: CS, SCK, MOSI, MISO.

Przykład: <https://botland.com.pl/akcesoria-do-kart-pamieci/8230-modul-czytnika-kart-microsd-5904422311278.html>

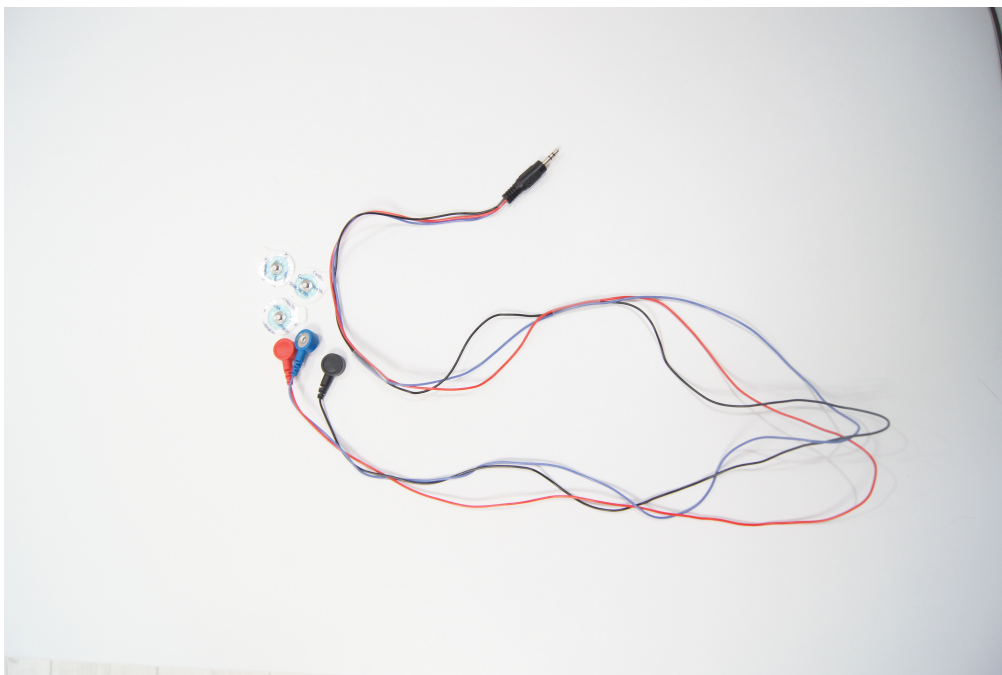
- zegar czasu rzeczywistego RTC (M2) posiadający piny:
 - zasilające: GND, VCC (5V),
 - komunikacyjne: DS, SCL, SDA.

Przykład: <http://technovade.pl/zegar-czasu-rzeczywistego-rtc-modul-1-ds1307-at24c32-bateria.html>

2. Dodatkowe:

- zestaw przewodów połączeniowych,
- dostosowany układ tranzystorowy: dioda led, rezystory, tranzystor typu NPN,
- przycisk dzwonekowy (P_1),

- przewody do elektrod biomedycznych (patrz rys. 2.1),
- elektrody biomedyczne (patrz rys. 2.1).



Rysunek 2.1: Przewody oraz elektrody biomedyczne. Opracowanie własne.

Schemat podłączenia wszystkich części na rysunku 2.2.

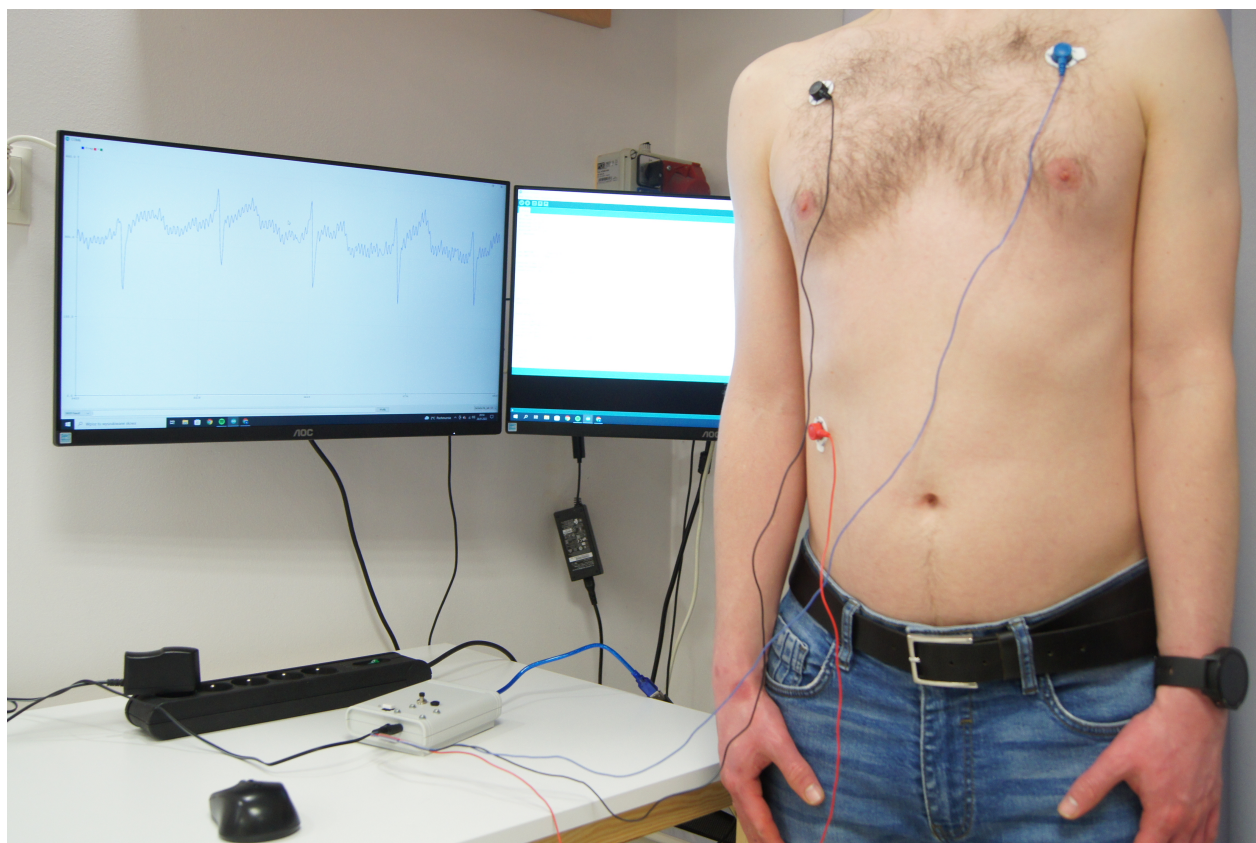
z dwóch przycisków, z których jeden odpowiada za zasilanie (jest umieszczony na płytce M1) a drugi za włączanie i wyłączanie zapisu danych na karcie microSD (P_1). Rejestратор posiada również 4 wejścia: zasilania; port przewodów EKG; port karty microSD; port microUSB do Arduino.

Przygotowanie środowiska IDE Arduino

Podłączone urządzenie należy zaprogramować w środowisku IDE Arduino. Instalacja oprogramowania została opisana w niniejszej publikacji [8]. Po zainstalowaniu potrzebnego środowiska, należy wybrać odpowiedni model płytki Arduino Narzędzia > Płytki > Arduino AVR Boards (patrz rys. C.1) oraz port USB Narzędzia > Port (patrz rys. C.2).

2.1 Działanie urządzenia

Badanie skonstruowanym urządzeniem jest proste. Podłączamy urządzenie do zasilania, umieszczamy elektrody w odpowiednich miejscach na ciele osoby badanej (patrz rys. 1.4), a następnie włączamy zapis danych (P_1). Poniższy rysunek przedstawia stanowisko badawcze.



Rysunek 2.3: Stanowisko badawcze. Opracowanie własne.

Oprogramowanie IDE Arduino pozwala także na wizualizację sygnału w czasie rzeczywistym, zaprezentowaną na rysunku 2.3. W tym celu należy uruchomić urządzenie i podłączyć do komputera a następnie z paska menu wybrać zakładkę Narzędzia > Kreślarz (patrz rys. C.3).

3 Model matematyczny

Poniższa tabela zawiera przykładowy zrzut z rejestratora EKG dla odprowadzenia I. Kolumny: t to czas zarejestrowania sygnału w sekundach, I różnica potencjałów, między elektrodami LA a RA wyrażone w miliwoltach.

	t [s]	I [μ V]
1	0.0078125	-0.165
2	0.0156250	-0.155
3	0.0234375	-0.195
4	0.0312500	-0.205
5	0.0390625	-0.185
6	0.0468750	-0.155
\vdots	\vdots	\vdots

Od tej pory, dla ujednoczenia zapisu niezależnie od rodzaju odprowadzenia, zarejestrowaną różnicę potencjałów będziemy zapisywać jako y . Zatem sygnał EKG reprezentowany będzie poprzez ciąg par

$$(t_1, y_1), (t_2, y_2), \dots, (t_n, y_n). \quad (3.1)$$

Przy prawidłowej pracy rejestratora EKG, kolejne potencjały będą rejestrowane w równych odstępach czasu

$$\Delta t_i = t_i - t_{i-1} = \Delta t \equiv const, \quad \text{dla } i = 2, 3, \dots, n. \quad (3.2)$$

W dalszej części pracy, o ile nie będzie to prowadzić do niejasności, wymiennie stosować będziemy jako równoważne dla tej pracy pojęcia *sygnał*, *sygnał EKG*, *szereg czasowy*.

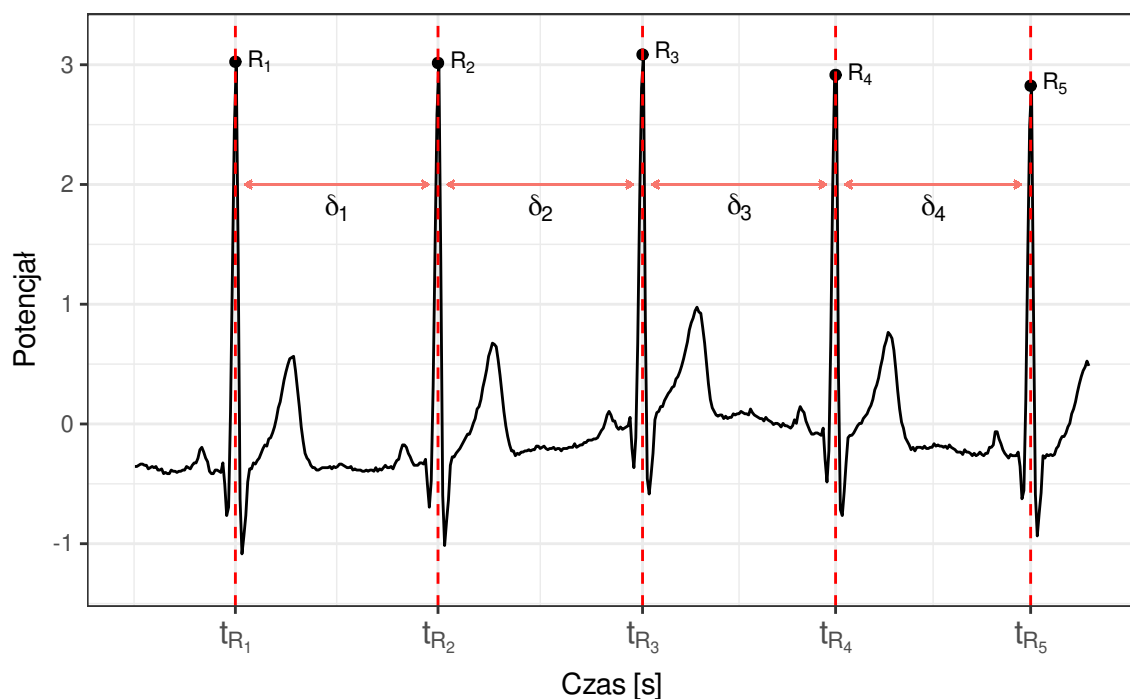
3.1 Detekcja załamków R

Wykrycie załamków R jest niezbędne do wyznaczenia odległości między nimi (patrz rys. 3.1), które są podstawową cechą stwierdzenia migotania przedsionków lub ich wykluczenia. W analizowanym sygnale, co pewien czas występują charakterystyczne piki (załamki R) widoczne na rysunku 3.1, które oznaczamy jako punkty R_i o współrzędnych

$$(t_{R_i}, y_{R_i}) \quad \text{dla } i = 1, 2, \dots, r. \quad (3.3)$$

Wykorzystując wykryte punkty R_i , obliczymy odległości między nimi według wzoru

$$\delta_i = t_{R_{i+1}} - t_{R_i} \quad \text{dla } i = 1, 2, \dots, r - 1. \quad (3.4)$$



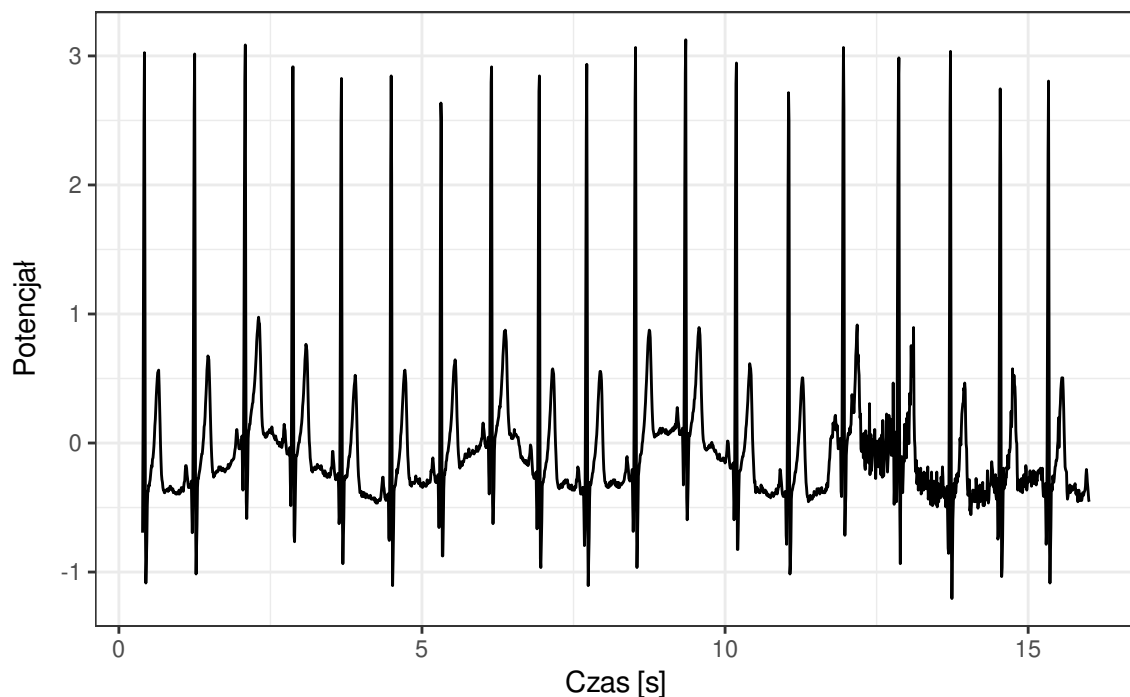
Rysunek 3.1: Sygnał EKG z wyróżnionymi załamkami R i odległościami między nimi. Opracowanie własne.

3.1.1 Transformacja sygnału

W tej części przygotowujemy sygnał do detekcji załamków R poprzez redukcję trendu i normalizację.

Redukcja trendu

W strukturze szeregu czasowego, może pojawić się trend przypadkowy, jak zaprezentowany na poniższym rysunku 3.2. Utrudnia on wyznaczanie pików R.

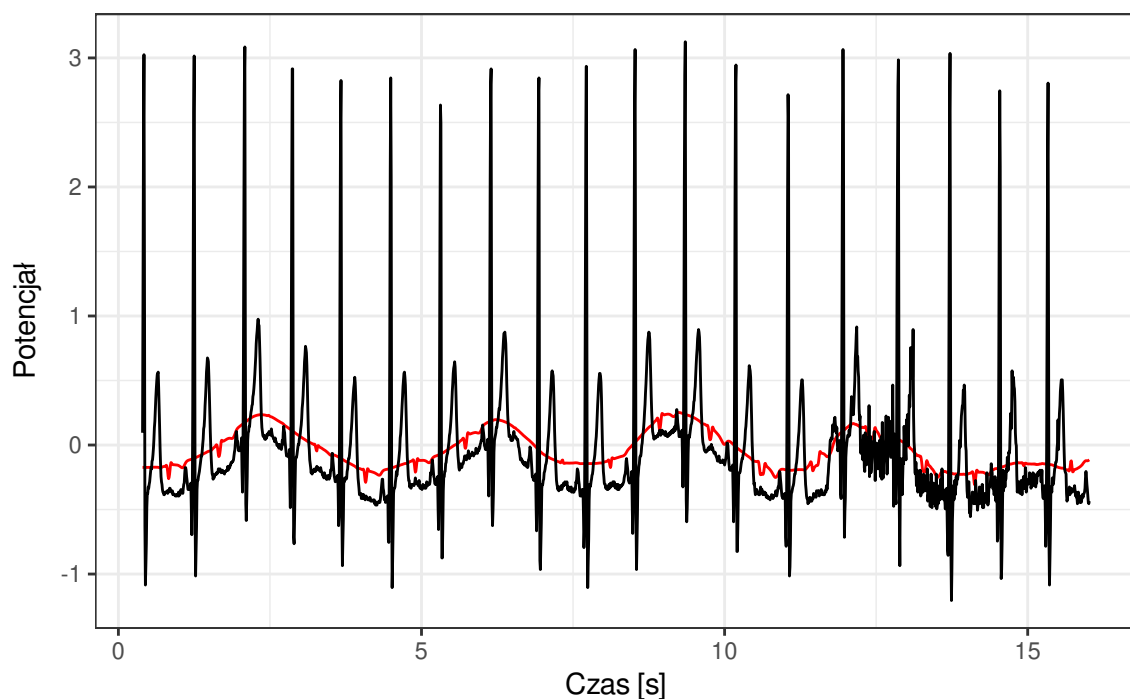


Rysunek 3.2: Sygnał EKG z trendem przypadkowym. Opracowanie własne.

Do usunięcia trendu przypadkowego, wykorzystamy filtr oparty na średniej ruchomej z oknem o szerokości W (W liczba nieparzysta). Przefiltrowany sygnał \bar{y} będzie miał wartości wyznaczone według wzoru

$$\bar{y}_i = \begin{cases} \frac{1}{W} \sum_{j=-w}^w y_{i+j}, & \text{gdy } w + 1 \leq i \leq n - w, \\ \text{nieokreślone,} & \text{w pozostałych przypadkach,} \end{cases} \quad w = \frac{W - 1}{2}. \quad (3.5)$$

Okno o szerokości W nie jest oknem czasowym. Jego szerokość odpowiada liczbie potencjałów sygnału. Przykładowy efekt zastosowania filtra przedstawiony jest na rysunku 3.3.



Rysunek 3.3: Sygnał EKG przed i po filtracji z oknem o szerokości $W = 101$ (kolor czerwony). Opracowanie własne.

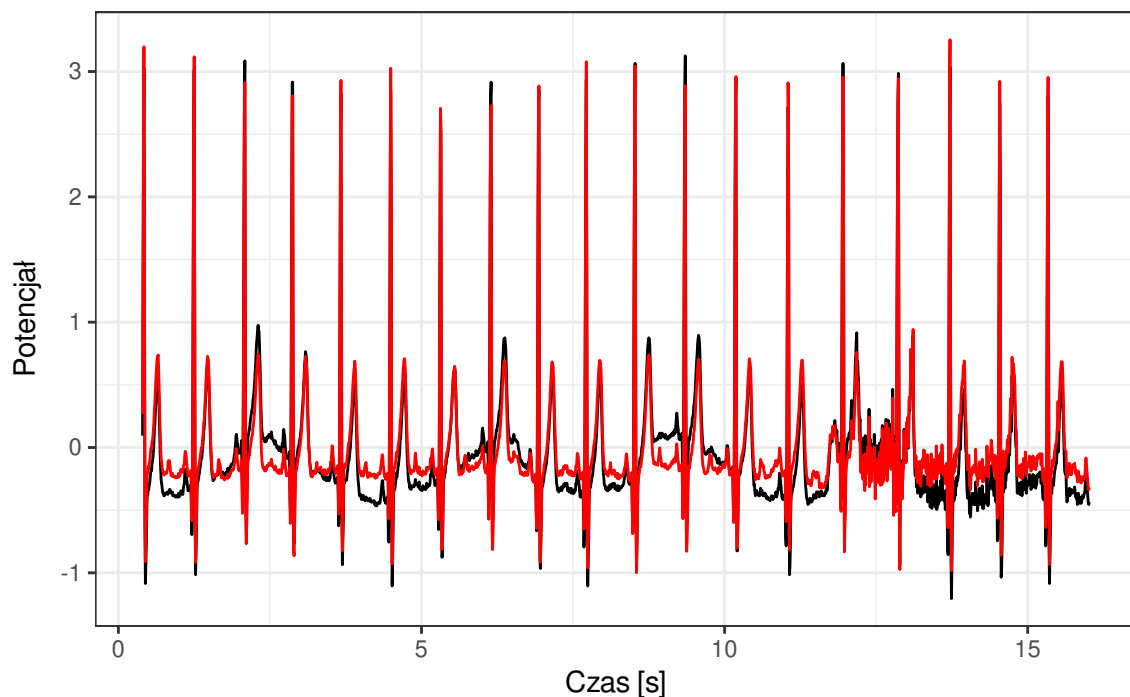
Wybierając W zalecamy przyjąć wartość $0.8 \cdot \Delta t$, w przybliżeniu odpowiadającą liczbie obserwacji przypadającej na jeden okres sygnału dla pacjenta z prawidłowym rytmem serca.

Ostatecznie sygnał z wyeliminowanym trendem \hat{y} , otrzymamy stosując formułę

$$\hat{y} = y - \bar{y}. \quad (3.6)$$

Uwaga. Na pozycjach nieokreśloności sygnału \bar{y} wartości sygnału \hat{y} są również nieokreślone.

Przykładowe porównanie y z \hat{y} zostało zaprezentowane na rysunku 3.4.



Rysunek 3.4: Sygnał EKG przed i po wyeliminowaniu trendu. Opracowanie własne.

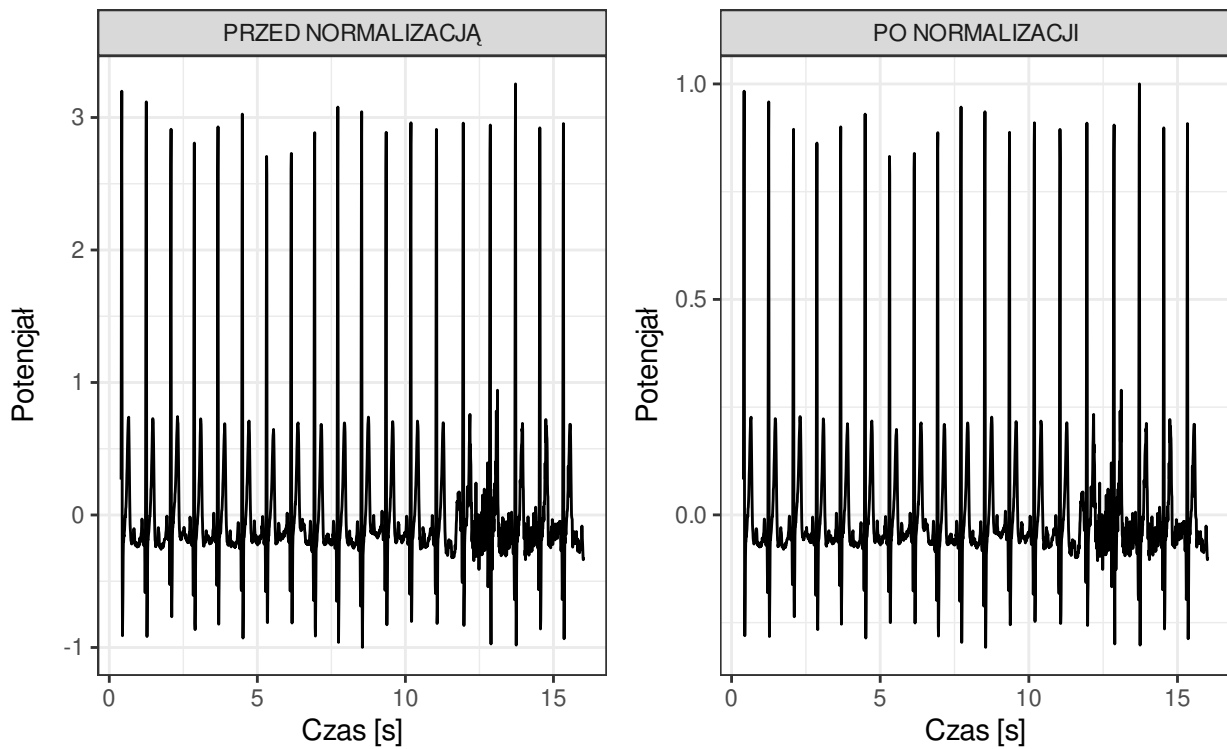
Normalizacja

Wartości sygnału \hat{y} mogą mieć różną rozpiętość, w zależności od źródła z którego pochodzą. Stąd na potrzeby dalszych etapów detekcji załamek R, sygnał po wyrugowaniu trendu należy znormalizować do sygnału \tilde{y} według wzoru

$$\tilde{y} = \frac{\hat{y} - \bar{\hat{y}}}{\max_{i=1, \dots, n} |\hat{y}_i - \bar{\hat{y}}|}, \quad (3.7)$$

gdzie $\bar{\hat{y}}$ oznacza średnią arytmetyczną \hat{y} .

Przykład realizacji metody normalizacji na rysunku 3.5.



Rysunek 3.5: Sygnał EKG z wyeliminowanym trendem przed i po normalizacji. Opracowanie własne.

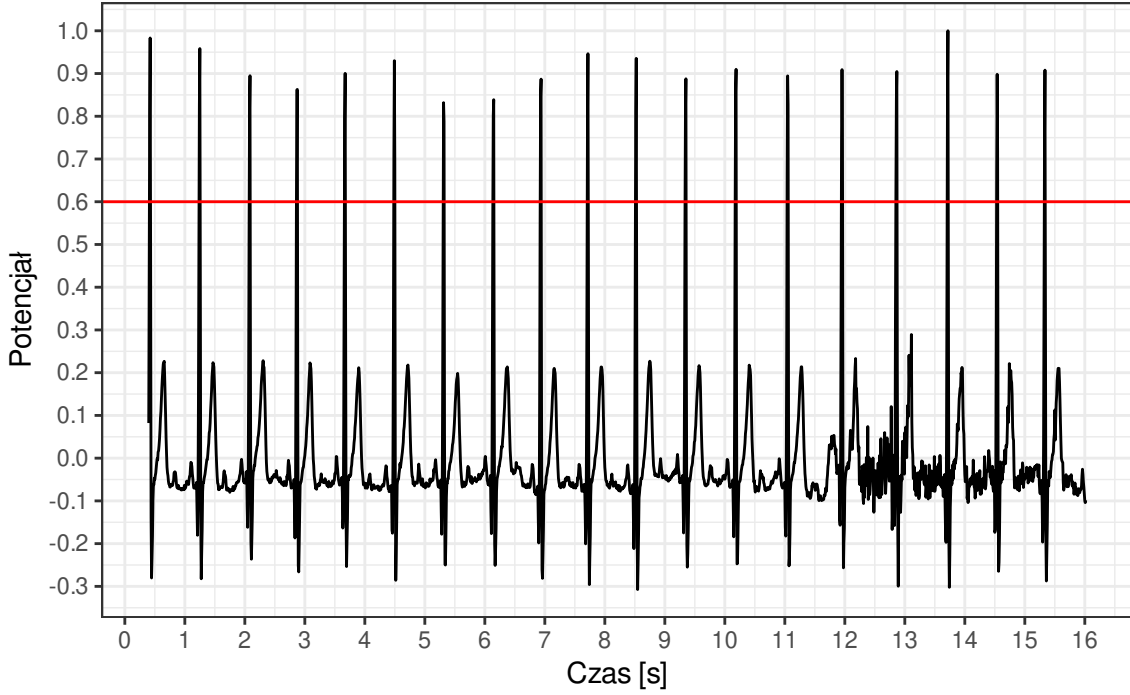
Detekcja

Ustalamy parametr detekcji

$$\gamma \in (0, 1),$$

który jest progiem odcięcia wartości \tilde{y} .

Rysunek 3.6 przedstawia sygnał EKG z przykładowym progiem odcięcia.



Rysunek 3.6: Sygnał EKG po wyeliminowaniu trendu i normalizacji z progiem odcięcia $\gamma = 0.6$. Opracowanie własne.

Na podstawie progu odcięcia γ , konstruujemy r przedziałów czasowych

$$L_i = \langle t_{i,min}, t_{i,max} \rangle, \quad i = 1, 2, \dots, r, \quad (3.8)$$

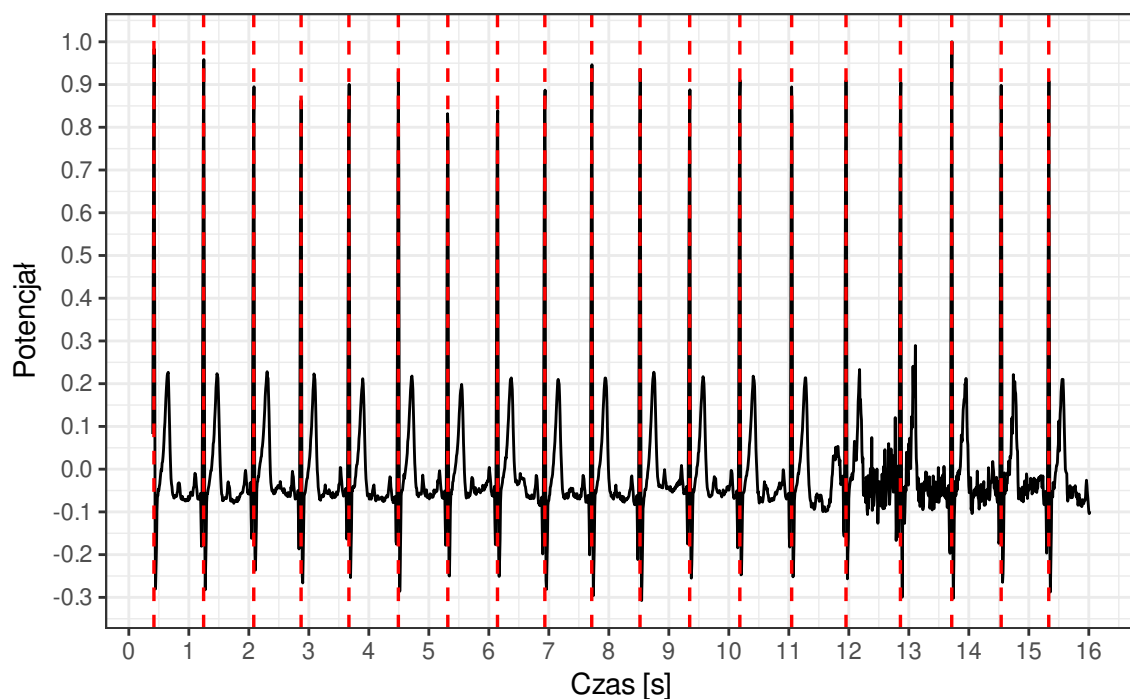
spełniających warunki:

1. muszą być rozłączne, tzn. $L_i \cap L_j = \emptyset$ dla $i \neq j$,
2. jeżeli $t_j \in L_i$, to $\tilde{y}_j \geq \gamma$, dla $j \in \{1, 2, \dots, n\}$,
3. jeżeli $\tilde{y}_j \geq \gamma$, to musi istnieć L_i do którego należy t_j , dla $j \in \{1, 2, \dots, n\}$.

Ostatecznie, momenty występowania załamków R szacujemy według wzoru

$$\ddot{t}_{R_i} = \frac{\sum_{t_j \in L_i} \tilde{y}_j \cdot t_j}{\sum_{t_j \in L_i} \tilde{y}_j}, \quad i = 1, 2, \dots, r. \quad (3.9)$$

Poniższy rysunek 3.7 przedstawia przykładowe oszacowanie momentów występowania załamków R.

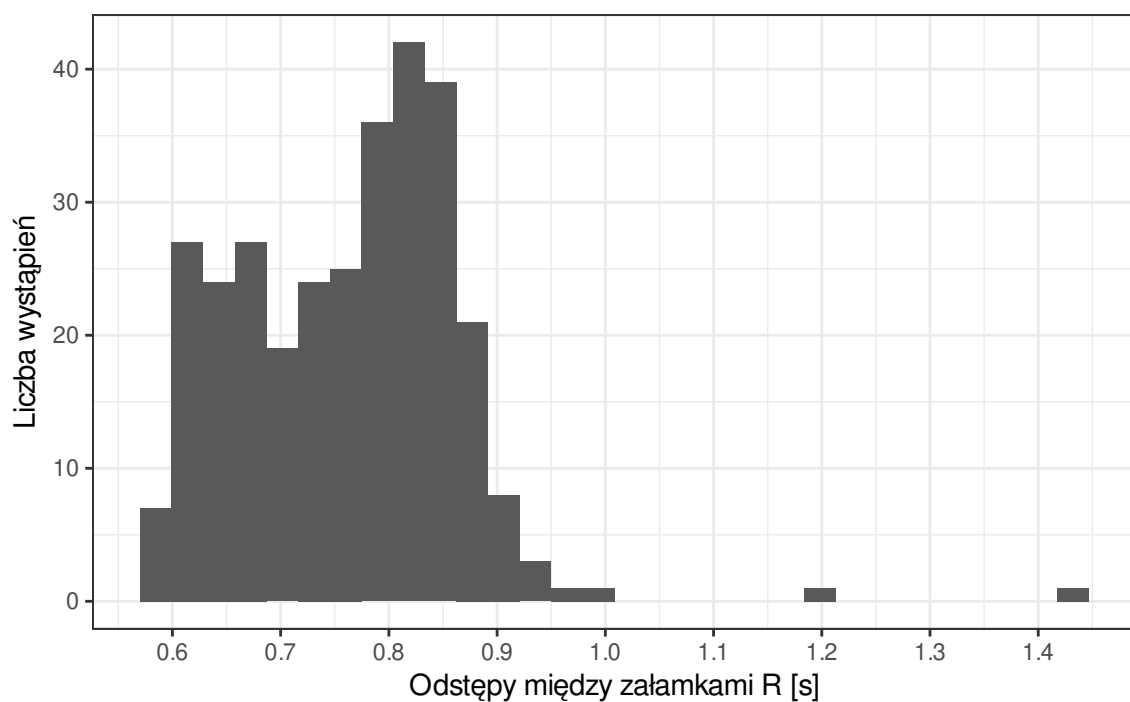


Rysunek 3.7: Sygnał EKG po wyeliminowaniu trendu oraz normalizacji z wyznaczonymi momentami występowania załamków R. Opracowanie własne.

Na koniec wyznaczamy odległości między kolejnymi wystąpieniami załamków R

$$\delta_i = \ddot{t}_{R_{i+1}} - \ddot{t}_{R_i} \quad \text{dla } i = 1, 2, \dots, r - 1. \quad (3.10)$$

Przykład rozkładu wartości δ na rysunku 3.8.



Rysunek 3.8: Rozkład odległości między załankami R. Opracowanie własne.

3.2 Wykrywanie migotania przedsionków

Na podstawie odległości między załamkami R, zbadamy rytm serca. W tym celu użyjemy: wskaźnika SDNN, wskaźnika rMSSD i parametru ApEn.

W dalszej części, aby nie komplikować zapisu, oszacowane wartości $\ddot{\delta}$ zastąpimy symbolem δ .

Wskaźnik SDNN

Dla krótkoczasowych zapisów EKG (do 5 minut) odchylenie standardowe interwałów RR (SDNN), obliczamy według wzoru

$$\text{SDNN} = \sqrt{\frac{1}{k} \sum_{i=1}^k (\delta_i - \bar{\delta})^2}, \quad \bar{\delta} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \delta_i. \quad (3.11)$$

Zakres referencyjny dla wskaźnika SDNN zgodnie z normą powinien wynosić 0.102 – 0.180 s [9].

Wskaźnik rMSSD

Pierwiastek kwadratowy ze średniej sumy kwadratów interwałów RR (rMSSD), obliczamy według wzoru

$$\text{rMSSD} = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{i=1}^{k-1} (\delta_i - \delta_{i+1})^2}. \quad (3.12)$$

Zakres referencyjny dla wskaźnika rMSSD zgodnie z normą powinien wynosić 0.015 – 0.039 s [9].

Parametr ApEn

Parametr Approximate Entropy (ApEn) wprowadzony przez Pincusa jest oszacowaniem entropii odstępów między załamkami R. Został stworzony na potrzeby analizy szeregów czasowych danych biomedycznych. Omawiany algorytm został zaczerpnięty z [3], ale na potrzeby niniejszej pracy część oznaczeń zostało zmienionych. W celu wyznaczenia parametru ApEn należy podzielić ciąg odstępów między załamkami R na m -elementowe ciągi i zliczyć te, które są do siebie podobne (spełniające kryterium podobieństwa p).

Kolejne kroki algorytmu:

Krok 1. Wybieramy parametry $m \in \{1, 2, \dots, k\}$ i $p \in \mathbb{R}$.

Krok 2. Tworzymy ciągi v_i o długości m postaci

$$v_i = (\delta_i, \delta_{i+1}, \dots, \delta_{i+m-1}), \quad i = 1, 2, \dots, k - m + 1.$$

Krok 3. Tworzymy zbiór V_m postaci

$$V_m = \{v_1, v_2, \dots, v_{k-m+1}\}.$$

Krok 4. Wyznaczamy odległości między dwoma ciągami ze zbioru V_m

$$d(v_i, v_j) = \max_{0 \leq s \leq m-1} \{|\delta_{i+s} - \delta_{j+s}|\}, \quad i, j = 1, 2, \dots, k - m + 1.$$

O ciągach v_i i v_j mówimy, że są p -podobne, gdy

$$d(v_i, v_j) \leq p.$$

Krok 5. Tworzymy ciąg C o elementach

$$C_i = \frac{\#\{(v_i, v_j) : d(v_i, v_j) \leq p, v_i, v_j \in V_m, j = 1, \dots, k - m + 1\}}{k - m + 1},$$
$$i = 1, \dots, k - m + 1.$$

Krok 6. Obliczamy średnią logarytmów ϕ^m ciągu C według wzoru

$$\phi^m = \frac{1}{k - m + 1} \sum_{i=1}^{k-m+1} \ln C_i.$$

Krok 7. Powtarzamy raz, kroki od 2 do 6 dla $m := m + 1$.

Krok 8. Wyznaczamy parametr ApEn na podstawie wzoru

$$\text{ApEn} = \phi^m - \phi^{m+1}.$$

Wybierając wartości parametrów m i p zaleca się wybór: $m = 2$; $p = a \cdot \sigma$, gdzie σ jest odchyleniem standardowym odstępów między załamkami R, natomiast $a = 0.2$.

Zakres referencji dla parametru ApEn nie jest jednoznacznie określony, jednak w publikacji [3] autor wspomina, że dla $k = 500$ przy normalnej pracy serca, parametr może przyjmować wartości bliskie 1. Nie zaleca się porównywania parametru pomiędzy różnymi sygnałami EKG. Wartości parametru dla krótkich sygnałów (do 1 minuty) mogą być zaniżone. Przeprowadzone badania przewidywania migotania przedsionków przedstawione w publikacji [10] wykazały, że występuje liniowy spadek wartości ApEn, poprzedzający napad migotania przedsionków.

4 Implementacja modelu

Opisany model matematyczny oraz wskaźniki i parametr oceny regularności pracy serca zostały zaimplementowane w środowisku R. Przedstawimy dokumentacje stworzonych funkcji oraz przykłady ich zastosowania.

4.1 Funkcje

Funkcja wyznaczająca odległości między załamkami RR.

Użycie

```
get_diff_time_RR(TD, W, gamma)
```

Argumenty

- TD – tabela sygnałów EKG,
- W – szerokość okna,
- gamma – parametr detekcji załamków R.

Wynik

Lista elementów:

- W,
- gamma,
- t_R – wektor czasów występowania załamków R,
- delta – wektor wartości odstępów między kolejnymi załamkami R.

Funkcja wyznaczająca wartość wskaźnika SDNN.

Użycie

`get_SDNN(delta)`

Argumenty

`delta` – wektor odstępów między załamkami R.

Wynik

Wartość wskaźnika SDNN.

Funkcja wyznaczająca wartość wskaźnika rMSSD.

Użycie

`get_rMSSD(delta)`

Argumenty

`delta` – wektor odstępów między załamkami R.

Wynik

Wartość wskaźnika rMSSD.

Funkcja wyznaczająca wartość parametr ApEn.

Użycie

`get_rMSSD(delta, p, m)`

Argumenty

`delta` – wektor odstępów między załamkami R,
`p` – wartość kryterium podobieństwa,
`m` – liczba podziałów wektora odstępów między załamkami R.

Wynik

Wartość parametru ApEn.

Funkcja podsumowująca, która wyznacza wartości wskaźników SDNN, rMSSD oraz parametru ApEn.

Użycie

`get_wskazniki(delta, p, m)`

Argumenty

- `delta` – wektor odstępów między załamkami R,
- `p` – wartość kryterium podobieństwa,
- `m` – liczba podziałów wektora odstępów między załamkami R.

Wynik

Lista elementów:

- wartość SDNN,
- wartość rMSSD,
- wartość ApEn.

4.2 Zastosowanie

Zastosowanie algorytmów zostało przeprowadzone na podstawie trzech źródeł danych.

4.2.1 Pierwszy przypadek

- Dane: sygnał EKG pochodzący z samodzielnie wykonanego rejestratora EKG o czasie trwania około 38 s,
„Dane/ekg_z_zbudowanego_urzadzenia.csv”,
W: 101,
gamma: 0.3,
p: 0.0208,
m: 2.

Wynik:

SDNN	rMSSD	ApEn
0.1033	0.1165	0.4655

Wartość wskaźnika SDNN mieści się w zakresie referencji a parametr ApEn jest bliski zero, co wskazuje na małą zmienność rytmu serca. Świadczy to o rytmie miarowym.

4.2.2 Drugi przypadek

- Dane: sygnał EKG pochodzący z internetu z prawidłowym rytmem zatokowym o czasie trwania około 24 h (<https://physionet.org/content/nsrdb/1.0.0/>).
Do analizy została wybrana pierwsza godzina sygnału,
„Dane/ekg_prawidlowy_rytm.csv”,
W: 101,
gamma: 0.6,
p: 0.0238,
m: 2.

Wynik:

SDNN	rMSSD	ApEn
0.1193	0.0693	1.0396

Wskaźnik SDNN jest w normie, natomiast rMSSD powyżej normy. Wartość parametru ApEn jest bliska 1. Wyniki w większości sugerują na regularność pracy serca.

4.2.3 Trzeci przypadek

Dane: sygnał EKG pochodzący z internetu z migotaniem przedsionków o czasie trwania około 24 h (<https://physionet.org/content/afdb/1.0.0/>). Do analizy została wybrana pierwsza godzina sygnału, „Dane/ekg_migotanie_przedsionkow.csv”,

W: 101,
gamma: 0.3,
p: 0.0267,
m: 2.

Wynik:

SDNN	rMSSD	ApEn
0.1336	0.1710	1.9602

Wskaźnik SDNN jest w normie, natomiast rMSSD poniżej normy. Wartość entropii ApEn większa od 1 co oznacza, że istnieje nieregularność między odległościami załamków R. Może to wskazywać na migotanie przedsionków. Jednak należy mieć na uwadze możliwe błędy w wyznaczaniu odstępów między załawkami R.

Dodatek

A Oprogramowanie rejestratora EKG

Skonstruowany rejestrator EKG, przechwytuje sygnał z elektrod przytwierdzonych do ciała pacjenta i zapisuje go na nośniku pamięci - karcie microSD. W tym celu użyto kilku bibliotek:

- Wire - pozwala na komunikację z urządzeniami I2C - zegar czasu rzeczywistego,
- SD - umożliwiła komunikację i zapis sygnału na kartę SD,
- RTCLib - umożliwiła ustawienie czasu rzeczywistego.

Program przechwytyjący sygnał z elektrod został przestawiony poniżej.

```
// Biblioteki
#include <Wire.h>
#include <SD.h>
#include <RTCLib.h>

// Ustawienie pinów
int BUTTON = 12; // Ustawienie pinu dla przycisku włączenia zapisu pliku
int LED = 9; // Ustawienie pinu dla diody led
boolean flag = false;
const uint8_t SD_CS = 4; // Pin zapisu danych na kartę SD
char timestamp[30];
char filename[24];
RTC_DS1307 RTC;
File myFile;

//Inicjalizacja
void setup(){
  pinMode(LED, OUTPUT);
  pinMode(BUTTON, INPUT_PULLUP);
  pinMode(7,INPUT); //LO +
  pinMode(6,INPUT); //LO -

  Serial.begin(9600);

  // Sprawdzenie połączenia z zegarem czasu rzeczywistego
  Wire.begin();
  if (!RTC.begin()) {
    Serial.println("RTC failed");
    while(1);
  }

  // ustawienie daty stworzenia pliku
  SdFile::dateTimeCallback(dateTime);
  DateTime now = RTC.now();
  sprintf(timestamp, "%02d:%02d:%02d %2d/%2d/%2d \n",;
  now.hour(),now.minute(),now.second(),now.month(),now.day(),now.year()-2000);
```

```

// Sprawdzenie połączenia z modułem kart SD
if (!SD.begin(SD_CS)) {
  Serial.println("SD.begin failed");
  while(1);
}
}

//Główny program
void loop() {
  if (digitalRead(BUTTON) == LOW){
    delay(5);
    flipflop();
  }

  if(((digitalRead(6) == 1) || (digitalRead(7) == 1)) || (flag == 0)){
    } else {
      Serial.println(analogRead(A0));
      myFile.println(analogRead(A0));
    }
  }
  delay(1);
}

//Funkcje
void flipflop(){
  flag = !flag;
  delay(10);
  if (flag == HIGH){
    digitalWrite(LED, HIGH);
    const int LIMIT = 1000;
    char fileName[13];
    for (int n = 0; n < LIMIT; n++) {
      sprintf(fileName, "ECG%.3d.TXT", n);
      if (SD.exists(fileName)) continue;
      myFile = SD.open(fileName, FILE_WRITE);
      break;
    }
    Serial.println("open");
  }
  if (flag == LOW) {
    digitalWrite(LED, LOW);
    myFile.close();
    Serial.print("close file");
  }
  while(digitalRead(BUTTON) == LOW);
  delay(50);
}

```

Zapis sygnału

Uruchamiając urządzenie, dane zapisują się tylko wtedy, gdy wszystkie trzy elektrody są podłączone do osoby badanej oraz gdy dioda led jest zapalona. Sygnał zapisywany jest w formacie txt. Pliki tytułowane są w następujący sposób. Rozpoczynają się od „EKG”, następnie dodawana jest liczba porządkowa, w zależności od ilości plików przechowywanych na karcie. Dzięki modułowi zegara rzeczywistego ustawiany jest obecny systemowy czas utworzenia pliku.


```

)

T1b <- T1a %>%
  dplyr::filter(!is.na(gr)) %>%
  group_by(gr) %>%
  summarise(
    t_R = sum(t * I) / sum(I)
  ) %>%
  ungroup()

# Odstępy RR - delta
T2 <- T1b %>%
  mutate(
    delta = c(diff(t_R), NA)
  ) %>% na.omit()

lst(
  W = W,
  gamma = gamma,
  t_R = T1b %>% pull(t_R),
  delta = T2$delta
)
}

#' Wskaźnik SDNN
#'
#' @param delta -- odstępy między załamkami R
#'
#' @return wartość wskaźnika SDNN
get_SDNN <- function(delta){
  k = length(delta)
  srednia = sum(delta)/k
  SDNN = sqrt((1/k) * sum((delta - srednia)^2))
}

#' Wskaźnik rMSSD
#'
#' @param delta -- odstępy między załamkami R
#'
#' @return wartość wskaźnika rMSSD
get_rMSSD <- function(delta){
  rMSSD = sqrt(sum(diff(delta)^2)/(length(delta)-1))
}

#' Parametr ApEn

```

```

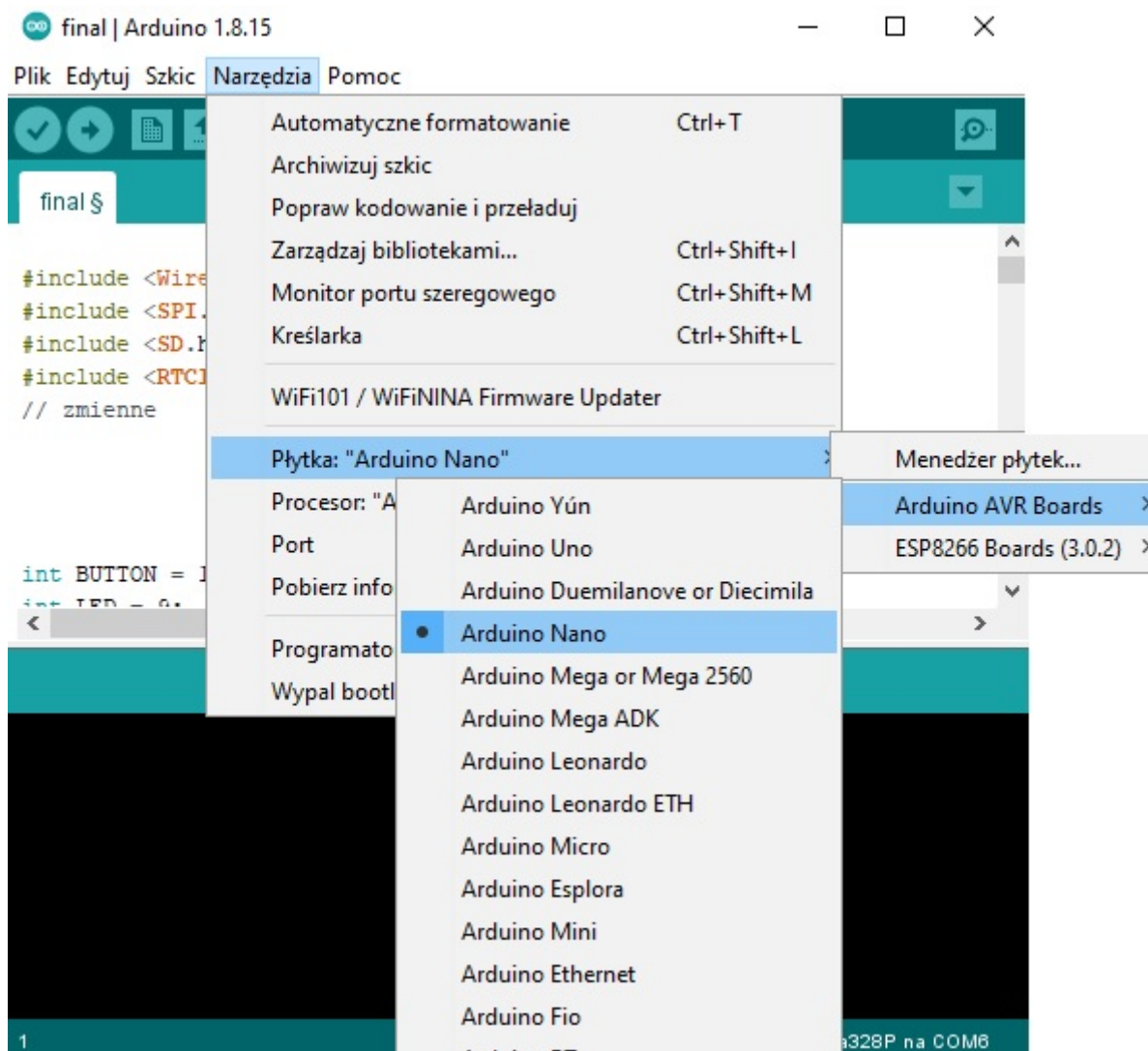
#'
#' @param delta -- odstęp między załankami R
#' @param p -- wartość kryterium podobieństw
#' @param m -- parametr podziału 'delta' na m-przedziałów
#'
#' @return wartość parametru ApEn

get_ApEn <- function(delta, p, m){
  if(length(delta) > 10000) stop("Długość wektora przekracza 10 000")
  phi <- c()
  for(j in c(1,2)){
    # Krok 2 i 3
    v <- sapply(1:(length(delta)-m+1), function(i) c(delta[i:(i+m-1)]))
    # Krok 4
    d = apply(v,2,function(x) apply(abs(v-x),2,max))
    # Krok 5
    C <- colSums(d<=p)/(length(delta)-m+1)
    # Krok 6
    log_C<- replace(log(C), is.infinite(log(C)),NA)
    phi[j] = sum(log(C), na.rm = TRUE)/(length(delta) - m + 1 )
    # Krok 7
    m = m+1
  }
  # Krok 8
  ApEn <- phi[1] - phi[2]
}

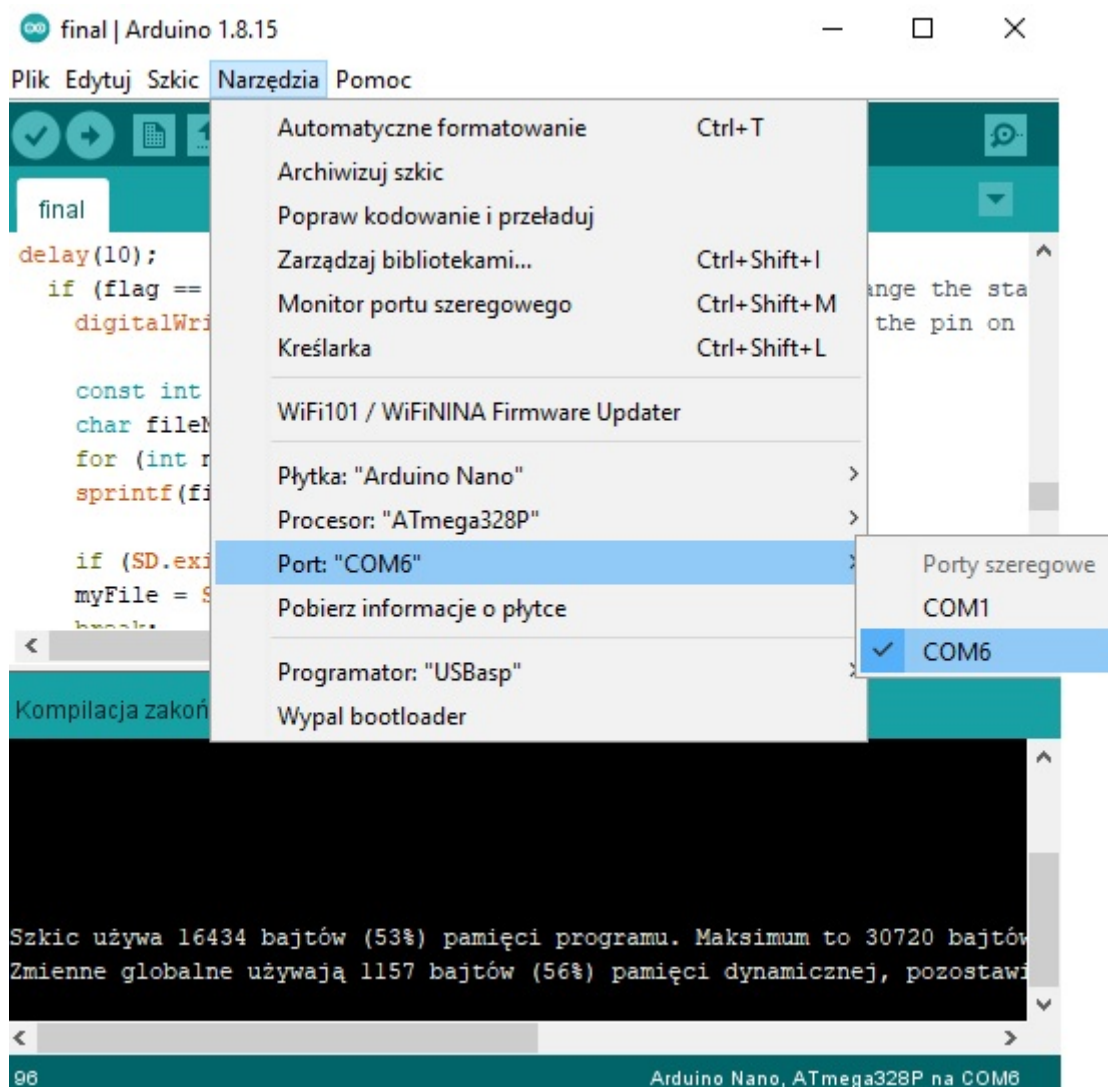
#' Wskaźniki regularności pracy serca
#'
#' @param delta -- odstęp między załankami R
#' @param p -- wartość kryterium podobieństw
#' @param m -- parametr podziału 'delta' na m-przedziałów
#'
#' @return listę wskaźników SDNN, rMSSD, ApEn
get_wskazniki <- function(delta, p, m){
  lst(SDNN = get_SDNN(delta),
      rMSSD = get_rMSSD(delta),
      ApEn = get_ApEn(delta, p, m))
}

```

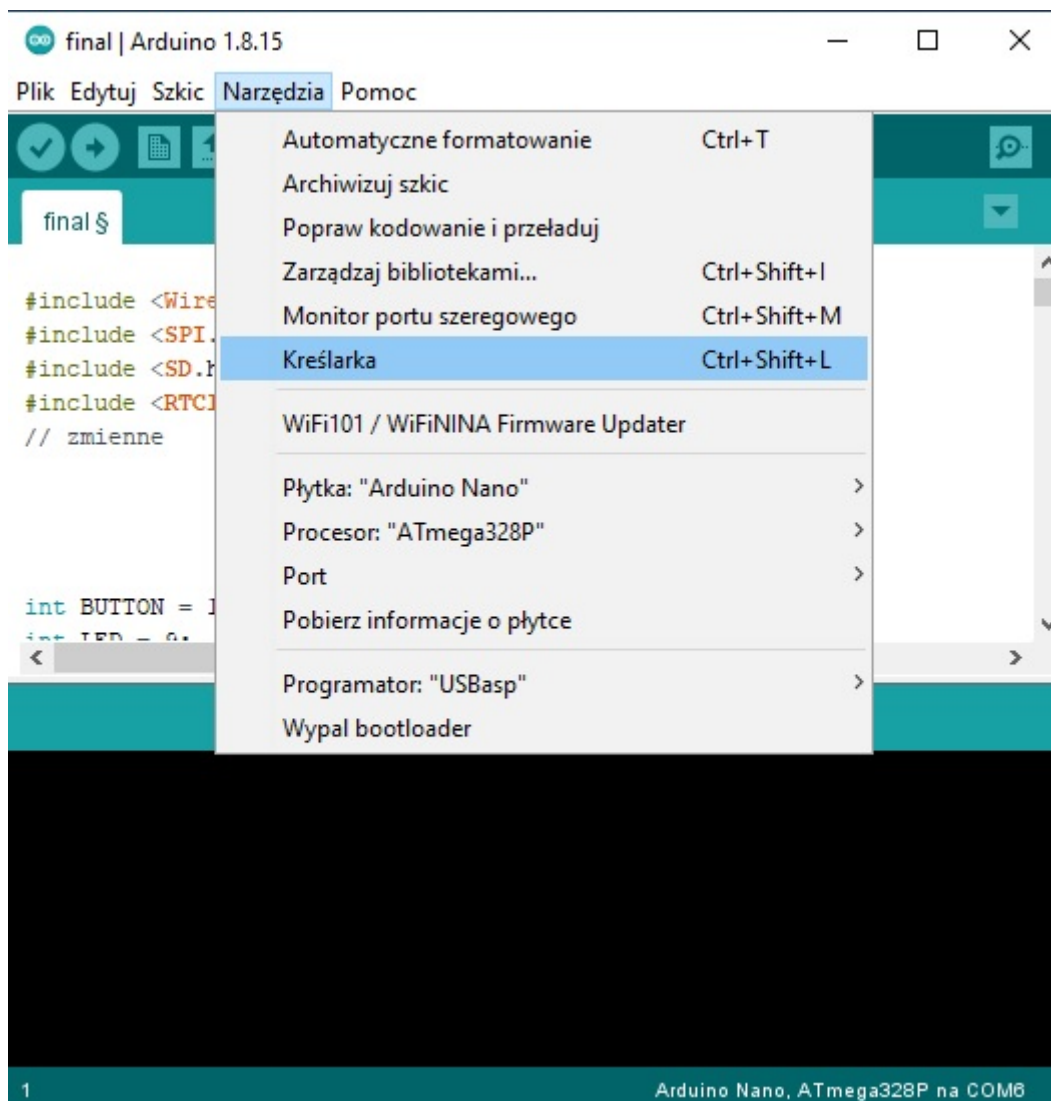

C Zrzuty ekranu



Rysunek C.1: Wybór rodzaju mikrokontrolera Arduino. Opracowanie własne.



Rysunek C.2: Wybór portu USB. Opracowanie własne.



Rysunek C.3: Uruchomienie wizualizacji sygnału EKG. Opracowanie własne.

Bibliografia

- [1] J. Cytowski and R. Kępski. *Cyfrowe przetwarzanie sygnałów elektrokardiograficznych*. Wydawnictwo Uniwersytetu Kardynała Stefana Wyszyńskiego, Warszawa, 2017.
- [2] Grupa Robocza Europejskiego Towarzystwa Kardiologicznego (ESC). Wytyczne esc 2020 dotyczące diagnostyki i leczenia migotania przedsionków opracowane we współpracy z european association of cardio-thoracic surgery (EACTS). *Zeszyty edukacyjne. Kardiologia Polska 2/2021*, 2021.
- [3] B. Graff, G. Graff, and A. Kolesiak. Entropia w badaniach zaburzeń rytmu serca. *Mathematica Applicanda*, 50(9):46–56, 2008.
- [4] A. Houghton and D. Gray. *EKG jasno i zrozumiale*. Alfa-Medica Press, Bielsko-Biała, 2017.
- [5] K. Januszewska. Moje dziecko ma wadę serca. <http://www.wada-serca.pl/rodzice/ciaza/uklad-przewodzacy-serca>, 2014. Visited: 2021-07-20.
- [6] Z. Kalarus and B. Średniawa. Aktualna klasyfikacja migotania przedsionków i leczenie różnych jego postaci. *Medycyna po Dyplomie*, 2012.
- [7] H. Karnan, N. Sivakumaran, and R. Manivel. An efficient cardiac arrhythmia onset detection technique using a novel feature rank score algorithm. *Journal of Medical Systems*, 43:167, 05 2019.
- [8] S. Monk. *Arduino dla początkujących. Podstawy i szkice*. Helion, Gliwice, 2019.
- [9] B. Przybysz-Zdunek and R. Głównyńska. Zmienność rytmu serca w ujęciu praktycznym - doceniany czy zapomniany parametr oceny holterowskiej? *Folia Cardiologica*, 12(6):617 – 624, 2017.
- [10] D. Shin, Ch. Yoo, S. Yi, J. Bae, Y. Kim, J. Park, and G. Hong. Prediction of paroxysmal atrial fibrillation using nonlinear analysis of the r-r interval dynamics before the spontaneous onset of atrial fibrillation. *Circulation Journal*, 70(1):94–99, 2006.
- [11] W. Traczyk. *Fizjologia człowieka w zarysie*. PZWL, Warszawa, 2010.
- [12] Wikipedia. Migotanie przedsionków. https://pl.wikipedia.org/wiki/Migotanie_przedsionk%C3%B3w, 2021. Visited: 2021-10-09.