



AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE
WYDZIAŁ ELEKTROTECHNIKI, AUTOMATYKI,
INFORMATYKI I INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ

Praca dyplomowa magisterska

Detekcja i analiza odstępu QT w sygnale EKG.

QT interval detection and analysis in the ECG signal.

Autor:

Kierunek studiów:

Opiekun pracy:

Paweł Musiał

Inżynieria Biomedyczna

dr inż. Joanna Jaworek-Korjakowska

Kraków, 2016

Upředzony o odpowiedzialności karnej na podstawie art. 115 ust. 1 i 2 ustawy z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych (t.j. Dz.U. z 2006 r. Nr 90, poz. 631 z późn. zm.): „ Kto przywłaszcza sobie autorstwo albo wprowadza w błąd co do autorstwa całości lub części cudzego utworu albo artystycznego wykonania, podlega grzywnie, karze ograniczenia wolności albo pozbawienia wolności do lat 3. Tej samej karze podlega, kto rozpowszechnia bez podania nazwiska lub pseudonimu twórcy cudzy utwór w wersji oryginalnej albo w postaci opracowania, artystyczne wykonanie albo publicznie zniekształca taki utwór, artystyczne wykonanie, fonogram, wideogram lub nadanie.”, a także upředzony o odpowiedzialności dyscyplinarnej na podstawie art. 211 ust. 1 ustawy z dnia 27 lipca 2005 r. Prawo o szkolnictwie wyższym (t.j. Dz. U. z 2012 r. poz. 572, z późn. zm.) „

Za naruszenie przepisów obowiązujących w uczelni oraz za czyny uchylbiające godności studenta student ponosi odpowiedzialność dyscyplinarną przed komisją dyscyplinarną albo przed sądem koleżeńskim samorządu studenckiego, zwanym dalej „sądem koleżeńskim”, oświadczam, że niniejszą pracę dyplomową wykonałem(-am) osobiście i samodzielnie i że nie korzystałem(-am) ze źródeł innych niż wymienione w pracy.

Paweł Musiał

Spis treści

1	Wstęp.....	5
1.1	Wprowadzenie.....	5
1.2	Cel i motywacja pracy.....	6
1.3	Struktura pracy.....	7
2	Elektrokardiografia.....	9
2.1	Elektrofizjologia mięśnia sercowego.....	10
2.2	Stosowane zestawy elektrod.....	12
2.3	Rodzaje badań.....	14
2.4	Opis elektrokardiogramu.....	15
3	Odstęp QT.....	19
3.1	Sposoby wyznaczania i obliczania odstępu QT.....	19
3.2	Typowe wartości diagnostyczne oraz patologie.....	21
4	Implementacja algorytmu.....	23
4.1	Środowisko programistyczne i narzędzia	23
4.2	Przetwarzanie sygnału EKG.....	25
4.2.1	Filtracja sygnału.....	25
4.2.2	Detekcja R-peaków.....	28
4.2.3	Detekcja punktów charakterystycznych.....	31
4.3	Opis wykonanego programu.....	33
5	Testowanie programu oraz analiza wyników.....	39
6	Podsumowanie.....	45
7	Bibliografia.....	49

1 Wstęp

1.1 Wprowadzenie

Historia elektrokardiografii sięga roku 1842 kiedy to profesor fizyki Carlo Matteucci, wykazał, że każdemu uderzeniu serca żaby towarzyszy prąd elektryczny [1]. Następnie w roku 1878 John Burden Sanderson oraz Friderick Page, brytyjscy fizjolodzy przy użyciu elektrometru kapilarnego zapisali prąd elektryczny żaby [1]. W kolejnych latach został ulepszony galwanometr, natomiast w roku 1887 został opublikowany pierwszy elektrokardiogram, który na I Międzynarodowym Kongresie Fizjologów w Bale w 1889 roku zauważył holenderski fizjolog Willem Einthoven [1]. Naukowiec ten najbardziej przyczynił się do rozwoju elektrokardiografii, on jako pierwszy użył tego pojęcia na spotkaniu Holenderskiego Stowarzyszenia Medycznego. W 1895 roku Einthoven udoskonał elektrometr oraz użył formuły poprawki uzyskując tym samym rozróżnienie pięciu wychyleń, które nazwał P, Q, R, S, T [1]. Kolejne prace Einthovena polegały na ciągłym szukaniu nowych rozwiązań oraz ulepszeń elektrometrów. W 1912 roku opisał trójkąt równoboczny utworzony przez standardowe odprowadzenia I, II, III, który później nazwano trójkątem Einthovena. Zwieńczeniem kariery i dobytku naukowego Einthovena była przyznana mu Nagroda Nobla w 1924 roku [1]. Po jego śmierci kolejni badacze kontynuowali prace nad elektrokardiografią. Do ważniejszych wydarzeń należy zdefiniowanie przez American Heart Association oraz Cardiac Society umiejscowienie 6 jednobiegunowych odprowadzeń sercowych Wilsona V1-V6 oraz zaproponowanie przez Emanuela Goldbergera jednobiegunowych odprowadzeń kończynowych aVR, aVL, a VF w 1942 [1]. Od tego czasu aż do dnia dzisiejszego następuje ciągły rozwój elektrokardiografii, ulepszany jest sprzęt

do pozyskiwania sygnału elektrycznego podczas pracy mięśnia sercowego oraz oprogramowanie. W tej pracy koncentrowano się wyłącznie nad oprogramowaniem, które dokonuje automatycznej analizy elektrokardiogramu.

1.2 Cel i motywacja pracy

Podczas konferencji Computing in Cardiology poruszono problem automatycznego pomiaru odstępu QT w sygnale EKG, czego skutkiem było sformułowanie następującego pytania: *"Czy można dokonywać automatycznego pomiaru odstępu QT z dokładnością do zaakceptowania przy ocenie klinicznej?"*. Organizacja PhysioNet umieściła w 2006 roku na swojej stronie internetowej wyzwanie, które zachęca uczestników do rozwiązania tego zagadnienia [2]. Niniejsza praca jest próbą odpowiedzi na poruszony problem i przedstawia wykonany program do automatycznej detekcji odstępu QT oraz jego analizy. Celem projektu jest implementacja algorytmu wyszukiwania w sygnale elektrokardiograficznym dwóch punktów charakterystyczny a mianowicie początku zespołu QRS oraz końca załamka T. Następnie program oblicza znormalizowany odstęp QT, na którego podstawie przeprowadzana jest statystyka oraz klasyfikacja. Aplikacja potrafi również dokonać analizy obliczonego odstępu QT co pomaga wykryć patologie u pacjentów. Motywacją do napisania tej pracy jest również zainteresowanie przetwarzaniem sygnałów biomedycznych oraz pisanie aplikacji wspomagających pracę lekarzy. Analiza odstępu QT, który wyraża czas potencjału czynnościowego mięśni komórek, może wykryć wiele poważnych chorób mięśnia sercowego. Jest przydatna przy ocenie ryzyka wystąpienia nagłej śmierci oraz różnego rodzaju arytmii, które mogą być spowodowane przyjmowaniem leków.

1.3 Struktura pracy

Rozdział 1 zawiera wprowadzenie w temat pracy oraz główny jej cel i motywację przy wyborze tematu. **Rozdział 2** przedstawia opis badania elektrokardiograficznego oraz fizjologie mięśnia sercowego. W rozdziale tym opisano budowę serca oraz przedstawiono schemat jego działania. Dodatkowo skoncentrowano się na przybliżeniu idei badania EKG oraz sposobów jego wykonywania. **Rozdział 3** opisuje odstęp QT oraz pokazuje sposoby jego obliczania i typowe wartości. Przedstawia również choroby związane z nieprawidłowym czasem trwania odstępu QT. W **Rozdziale 4** przedstawiona zostanie część praktyczna pracy, tak więc opis wykonanego programu. W rozdziale znajdują się schematy wykorzystanych algorytmów, wyniki ich działania oraz uzasadnienia wyboru narzędzi potrzebnych do realizacji niniejszej pracy. **Rozdział 5** to wynik analizy oraz testów wykonanej aplikacji. W rozdziale tym porównana zostanie wykonana praca oraz uzyskane wyniki z wynikami uzyskanymi przez innych inżynierów, którzy też podjęli się tego tematu. **Rozdział 6** jest podsumowaniem całej pracy, wykazuje osiągnięte rezultaty oraz przedstawia problemy napotkane przy jej realizacji. Z kolei **Rozdział 7** to spis literatury wykorzystany do realizacji projektu. W ostatnim **Rozdziale 8** zaprezentowano bibliografię, która przedstawia spis wykorzystanej literatury.

2 Elektrokardiografia

Elektrokardiografia (EKG, pol. *Elektrokardiografia*) jest zabiegiem diagnostycznym wykorzystywanym w medycynie do oceny pracy mięśnia sercowego oraz chorób z nim związanych. Jest to metoda polegająca na zapisie zjawisk elektrycznych, które powstają w skutek zdolności włókien mięśnia sercowego do spontanicznego przekazywania pobudzeń. Dla sygnału elektrokardiograficznego charakterystyczne jest występowaniem struktur reprezentujących chronologicznie kolejne etapy cyklu pracy serca. Z diagnostycznego punktu widzenia najbardziej istotne są [3]:

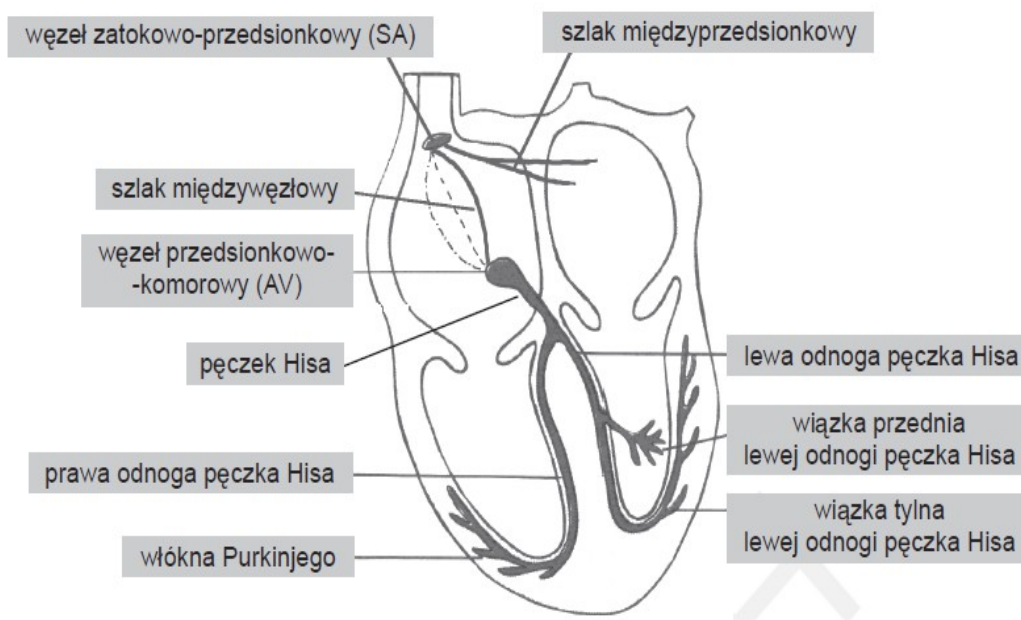
- parametry morfologiczne – które przedstawiają miejsce, w którym powstaje impuls pobudzający oraz następnie jego drogę przewodzenia,
- parametry czasowe – reprezentują one kolejne następstwa, które są związane najpierw z pobudzeniem, a następnie relaksacją mięśnia.

Wbrew pozorom parametr, który jest najmniej istotny to amplituda sygnału, gdyż zawiera ona reprezentacje wpływu licznych zjawisk pozakardiologicznych oraz zmiennych warunków rejestracji. Elektrokardiografia jest jednym z najbardziej rozwiniętych badań opierających się na zapisie bioelektrycznych sygnałów. Jednak istnieją groźne dysfunkcje serca, które nie znajdują się w zapisie EKG, np. niedomykalność zastawek.

Najważniejszą rzeczą do automatycznej analizy sygnału EKG jest wybór odpowiednich algorytmów przetwarzania i analizy sygnałów. Przetwarzanie sygnałów elektrokardiograficznych jest obecnie jedną z najbardziej zaawansowanych, zautomatyzowanych dziedzin elektrodiagnostyki medycznej [3].

2.1 Elektrofizjologia mięśnia sercowego

W poniższym rozdziale przybliżona zostanie anatomia mięśnia sercowego oraz fizjologia układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego serca. Pobudzenie nawet jednej komórki mięśnia sercowego może spowodować, że fala depolaryzacji rozprzestrzeni się na najbliższe pobudliwe włókna mięśniowe a z tych kolei na dalsze. Szybkość przewodzenia bodźca w tych warunkach wynosi ok. 400 mm/s wzdłuż włókien, a 200 mm/s w poprzek włókien. Jest to spontaniczne przekazywanie pobudzenia, które jest cechą charakterystyczną mięśnia sercowego. W warunkach fizjologicznych wytwarzanie i przewodzenie impulsów odbywa się za pomocą układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego, który zbudowany jest z wyspecjalizowanych włókien mięśniowych, które są pozbawione własności kurczliwych oraz charakteryzują się zdolnością szybkiego przewodzenia, a niektóre do samodzielnej depolaryzacji. Rysunek 1 przedstawia budowę tego układu.



Rysunek 1. Anatomia układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego serca. [3].

Do głównych elementów tego układu zalicza się: węzeł zatokowo-przedsionkowy SA, szlak międzyprzedsionkowy, szlaki międzywęzłowe, węzeł przedsionkowo-komorowy AV, pęczek Hisa, włókna Purkiniego. Poniżej znajduje się opis wyżej wymienionych elementów układu [3].

Węzeł zastokowo-przedsionkowy SA, położony u ujścia żyły głównej górnej do prawego przedsionka, jest podstawowym generatorem rytmu sterowanym przez sympatycznych i parasympatyczny układ nerwowy. U człowieka ma on powierzchnię ok. 1mm² i składa się z kilku tysięcy komórek rozrusznikowych. Sterowanie rytmem tego generatora odbywa się na drodze neurologicznej poprzez wzajemne antagonistyczne działanie układu sympatycznego oraz parasympatycznego, a także za pomocą hormonów takich jak adrenalina i tyroksyna [3].

Węzeł przedsionkowo-komorowy AV położony pod wsierdziem prawego przedsionka posiada zdolności bodźcotwórcze, dlatego nazywany jest zapasowym generatorem rytmu. Z kolei w warunkach fizjologicznych węzeł AV jest przekaźnikiem bodźca ze szlaku międzywęzłowego przedniego dalej do pęczka Hisa. Węzeł AV charakteryzuje się wolnym przewodzeniem bodźca, rzędu 50-100 mm/s, co skutkuje opóźnieniem skurczu komór względem skurczu przedsionków [3].

Pęczek Hisa wychodzi z węzła AV i po dojściu do przegrody międzykomorowej dzieli się na dwie odnogi: prawą (wąską) i lewą (szeroką). Odnogi te posiadają również zdolności bodźcotwórcze, jednak w warunkach fizjologicznych rozgałęzienia te są zwykle przekaźnikiem bodźca [3].

Szlak międzyprzedsionkowy (tzw. wiązka Bachmanna), który przekazuje pobudzenie do mięśni lewego przedsionka. Włókna Purkiniego to rozgałęzione zakończenia wiązek pęczka Hisa w obu komorach. One również posiadają zdolności bodźcotwórcze i stanowią

ostatni element układu bodźcprzewodzącego. Przenoszą one pobudzenie bezpośrednio na roboczy mięsień komór serca [3].

Szlaki międzywęzłowe, wyróżnia się trzy szlaki [3] :

- przedni,
- środkowy (Wenckebacha),
- tylny (Thorela).

Szlak przedni przekazuje pobudzenie do węzła przedsionkowo-komorowego, pozostałe są zapasowymi drogami bodźcprzewodzącymi i w warunkach fizjologicznych nieczynne [3].

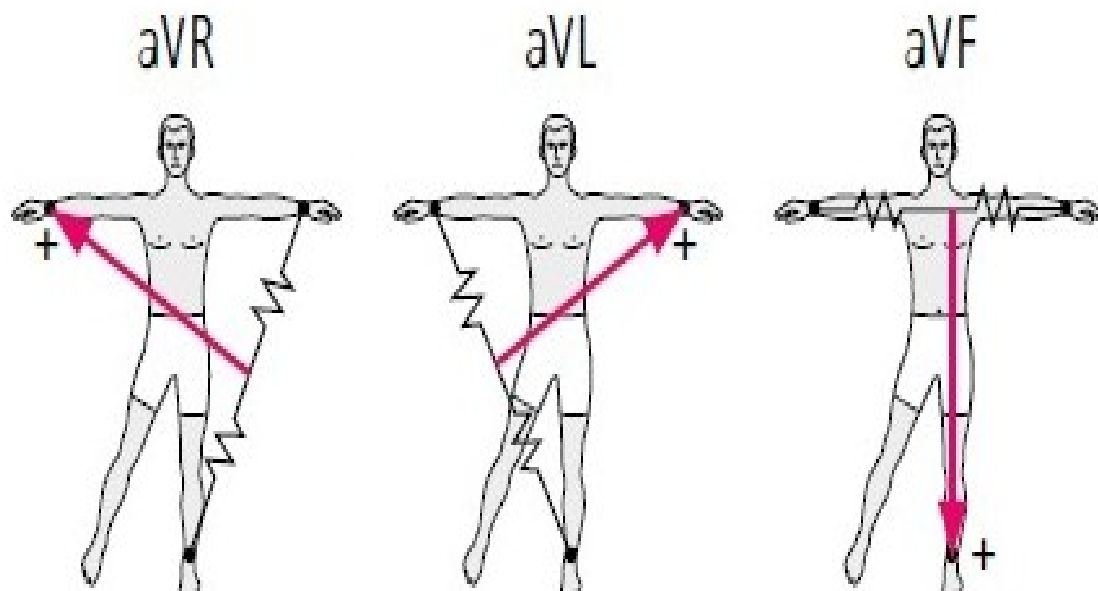
2.2 Stosowane zestawy elektrod

W badaniu EKG stosowane są trzy główne zestawy elektrod:

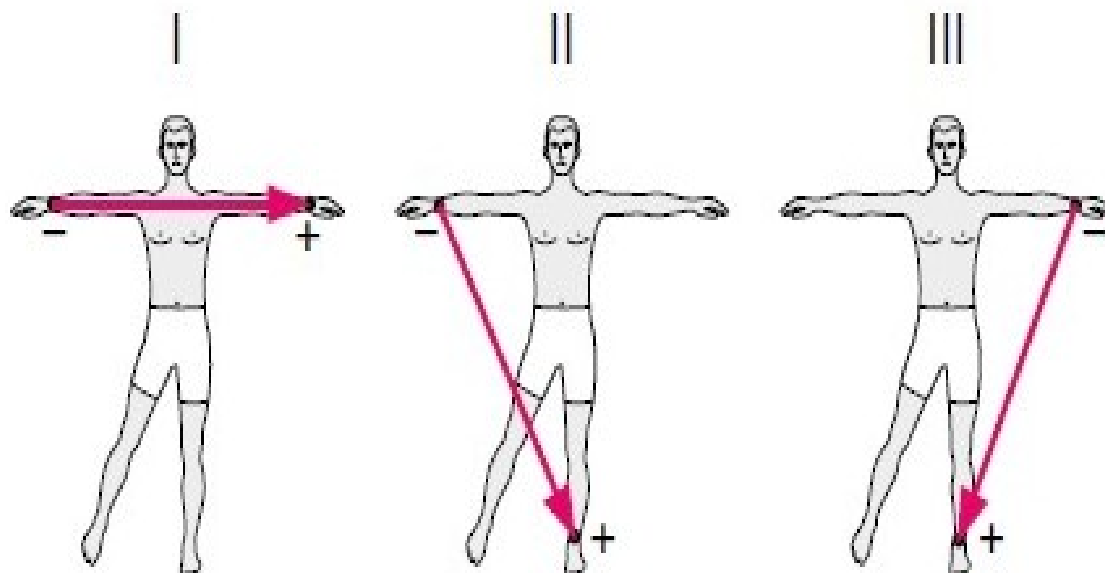
- 3 odprowadzenia dwubiegunowe kończynowe Goldbergera (rys. 2)
- 3 odprowadzenia jednobiegunowe kończynowe Einthovena (rys. 3)
- 6 odprowadzeń jednobiegunowych przedsercowych Wilsona (rys. 4)

Standardowe 12-odprowadzeniowe badanie EKG jest najpopularniejszym i najczęściej wykonywanym testem elektrodiagnostycznym. W standardowym badaniu EKG korzysta się głównie z rejestratorów 3-, 6- lub 12-kanałowych, rejestratory o mniejszej liczbie torów sygnałowych oferują zwykle możliwość przełączania zestawu elektrod pomiarowych. Umieszczenie odprowadzeń kończynowych powoduje powstanie redundancji informacji w zamkniętym oczku trójkąta Einthovena oraz tworzących wysokości trójkąta równobocznego gałęziach Goldbergera. Taka liczba odprowadzeń ma na celu odwzorowanie trójwymiarowej struktury serca. Sygnał jest pozyskiwany ze wszystkich odprowadzeń w tej samej chwili czasowej, tak więc mamy do czynienia z nadmiarem informacji. Istnieje również

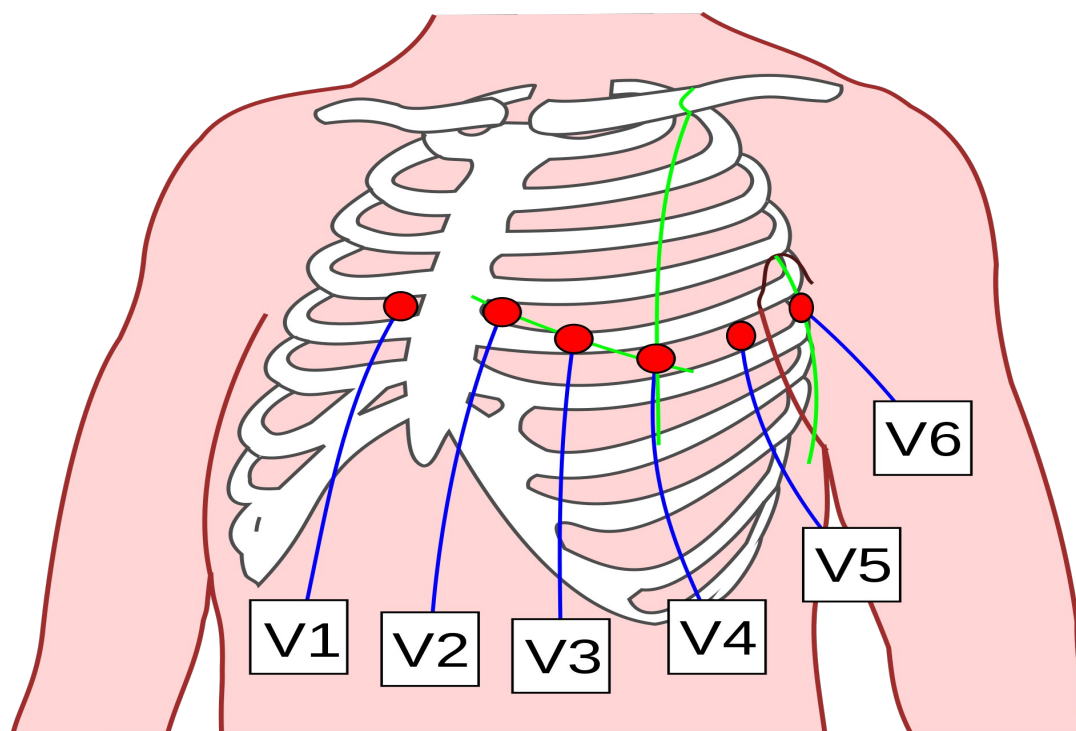
szansa, że niektóre załamki mają reprezentacje w sygnale konkretnego odprowadzenia, a w innym nie [3].



Rysunek 2. Odprowadzenia jednobiegunowe kończynowe Goldbergera [4].



Rysunek 3. Odprowadzenia dwubiegunowe kończynowe Einthovena [4].



Rysunek 4. Odprowadzenia jednobiegunowe przedsercowe Wilsona.[5].

2.3 Rodzaje badań

W elektrodiiagnostyce serca wyróżnia się różne rodzaje badań, które zostaną niżej opisane.

Standardowe 12-odprowadzeniowe badanie EKG, jest to najczęściej wykonywane badanie, którego celem jest ogólna ocena stanu mięśnia sercowego i jego zdolności repolaryzacyjnych w spoczynku, jest to więc badanie przesiewowe. Badanie to może dostarczyć jednak wielu informacji diagnostycznych, które mogą być podstawą wykrycia patologii, które następnie szczegółowo należy zweryfikować. Badanie jest wykonywane w pozycji leżącej przez czas od 10 do 15 sekund. Elektrody użyte do odprowadzeń przedsercowych muszą mieć bezpośredni kontakt ze skórą, dlatego tak ważna jest odpowiednia temperatura w pomieszczeniu pomiarowym około 22 stopni Celsjusza, ponieważ niższa temperatura może powodować skurcze skóry (dreszcze), natomiast wyższa

wzmoczone działanie gruczołów potowych, co może być powodem zakłóceń [3].

Elektrokardiografia próby wysiłkowej jest badaniem medycznym, które opiera się na zależności zmieniającego się zapisu EKG pod wpływem zwiększającego się wysiłku fizycznego, który powoduje zwiększenie zapotrzebowania na tlen, co organizm kompensuje przez zwiększenie przepływu przez naczynia wieńcowe. U osób, które cierpią na niewydolność przepływu wieńcowego, powyżej pewnego wysiłku nie może już dalej zostać pokryte to zapotrzebowanie drogą zwiększonego przepływu i rozwijają się cechy niedokrwienia mięśnia sercowego [6].

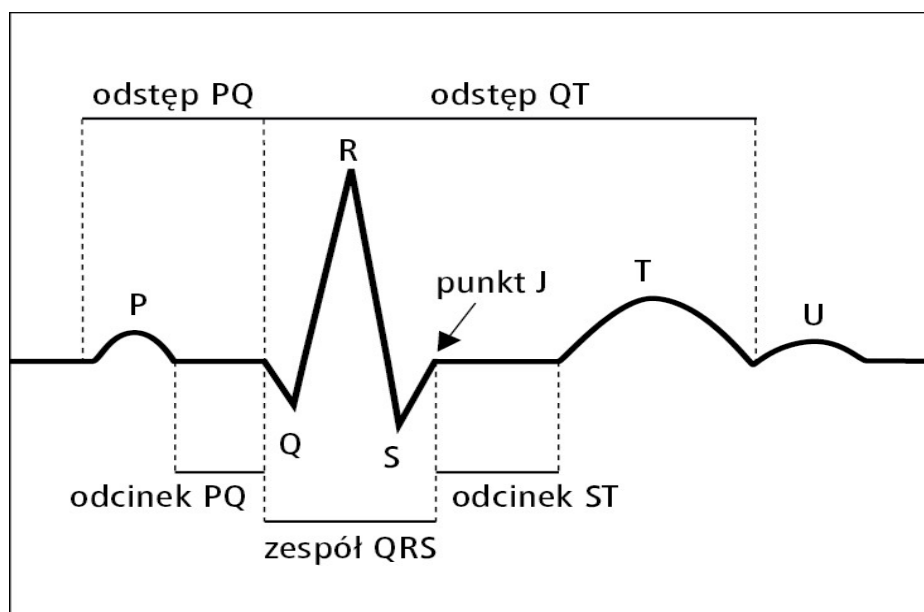
Badanie metodą Holtera odbywa się za pomocą mobilnego urządzenia, które jest zasilane bateriami. Czas zapisu sygnału elektrokardiograficznego to zazwyczaj 24 lub 48 godziny. Istotne jest również, że pacjent poddany badaniu EKG metodą Holtera zobowiązany jest do prowadzenia dziennika aktywności, w którym notuje różne czynności fizyczne (np. bieg na autobus) lub stany emocjonalne (np. strach). Badanie holterowskie stosuje się do detekcji następujących zjawisk:

- ocena zmienności rytmu serca,
- detekcja arytmii,
- ocena pracy kardiostymulatora,
- detekcja alternansu załamka T.

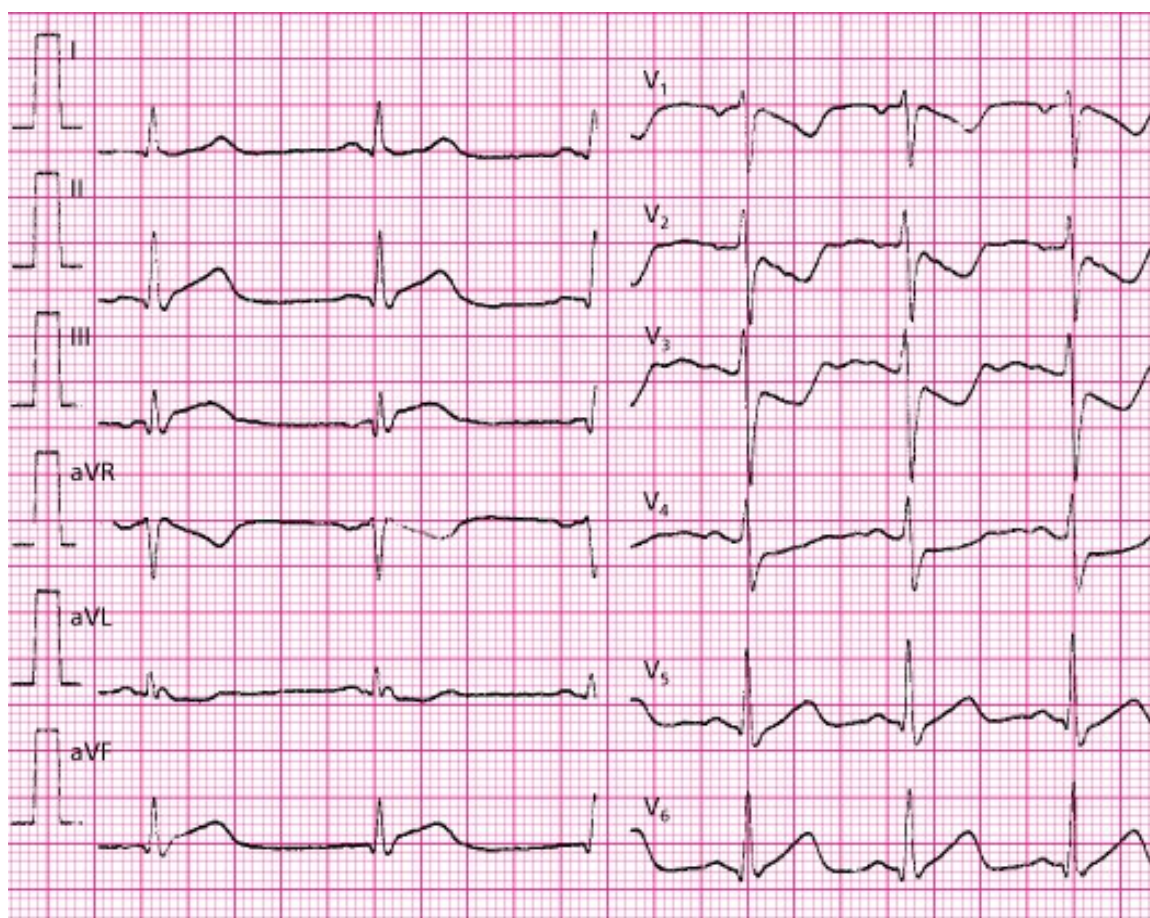
2.4 Opis elektrokardiogramu

Klasyczny elektrokardiogram składa się z jak napisano w poprzednich podrozdziałach, z 12 odprowadzeń i zapis sygnału EKG na papierze przedstawia rysunek 6. W tym rozdziale przedstawiony zostanie opis poszczególnych załamków, odcinków, odstępów oraz punktów

charakterystycznych zapisu EKG. W nawiązaniu do rozdziału 2.1 przeanalizowano fizjologię mięśnia sercowego w oparciu o zapis bioelektryczny jego aktywności. Jak wspomniano wcześniej głównym generatorem rytmu w układzie bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącym jest węzeł SA, skąd pobudzenie jest przekazywane na komórki mięśnia prawego przedsionka oraz za pomocą szlaku międzywęzłowego na komórki mięśnia lewego przedsionka. Odpowiada to sytuacji, gdzie wszystkie komórki przedsionka są pobudzone i następuje ich depolaryzacja co znajduje swoją reprezentację w zapisie w postaci wystąpienia załamka P. Następnie pobudzenie przechodzi szlakiem międzywęzłowym przednim do węzła AV, który charakteryzuje się wolnym przewodzeniem, następnie poprzez pęczek Hisa trafia do włókien Purkiniego, które powodują skurcz mięśni komór, którego w zapisie EKG reprezentuje zespół QRS. Następnie na zapisie elektrokardiograficznym obserwujemy powrót do stanu spoczynku, repolaryzacje komór co objawia się obserwowaniem załamka T. Teraz opisane zostaną poszczególne elementy jednej ewolucji serca, której zapis elektrokardiograficzny przedstawia rysunek 5.



Rysunek 5. Załamki, odcinki oraz odstępy występujące w zapisie EKG [7].



Rysunek 6. Standardowy 12-odprowadzeniowy elektrokardiogram

W sygnale EKG można wyróżnić [8]:

- załamki:
 - P – odpowiada depolaryzacji mięśnia przedsionków,
 - zespół QRS – odpowiada depolaryzacji mięśnia komór,
 - T – odpowiada repolaryzacji mięśnia komór,
- odcinki:
 - PQ – wyraża czas przewodzenia depolaryzacji przez węzeł przedsionkowo-komorowy (AV),
 - ST – okres początkowej repolaryzacji mięśnia komór,

- odstępy:
 - PQ – wyraża czas przewodzenia depolaryzacji przez cały układ bodźcoprzewodzący, czyli od węzła zatokowo-przedsionkowego (SA) do włókien Purkinjego,
 - ST – wyraża czas wolnej i szybkiej repolaryzacji mięśnia komór,
 - QT – wyraża czas potencjału czynnościowego mięśni komór.

3 Odstęp QT

3.1 Sposoby wyznaczania i obliczania odstępu QT

Odstęp QT zawiera się od początku zespołu QRS do końca załamka T i obejmuje cały zespół QRS, odcinek ST i załamek T. Czas jego trwania odpowiada depolaryzacji i repolaryzacji mięśniówki komór. Wydłużony oraz skrócony odstęp QT może świadczyć o różnych problemach z poprawnym funkcjonowaniem mięśnia sercowego. Ważne jest więc poprawne i dokładne obliczenie tego odstępu. Istnieje kilka metod pomiaru zarówno dla wersji z jednym odprowadzeniem jak również z dwunastoma. Dla wersji z jednym odprowadzeniem obliczane są wszystkie wykryte odstępy QT, a następnie kilka parametrów statystycznych takich jak średnia, mediana, odchylenie standardowe oraz ilość odstępow niezgadających się z normą. W takim podejściu można napotkać na pewne problemy mianowicie sygnał z nie wszystkich odprowadzeń jest odpowiedni do analizy. Dla sygnału z odprowadzeń: aVL i V1 ciężko jest określić koniec załamka T, przez co obliczenie odstępu QT nie jest rekomendowane. Z kolei sygnały, na których najlepiej dokonać detekcji końca załamka T, pochodzą z odprowadzeń: II oraz I i V5. Natomiast dla wersji z dwunastoma odprowadzeniami, można liczyć dyspersję załamka T. Metoda ta zakłada stałe położenie punktu charakterystycznego jakim jest początek zespołu QRS, natomiast koniec załamka T jest zmienny w kolejnych odprowadzeniach i jest obliczany dla kolejnych ewolucji serca. Dyspersja załamka T obliczana jest jako różnica pomiędzy maksymalnym i minimalnym odstępem QT dla danej ewolucji serca, zgodnie z poniższym wzorem

$$QT_{disp} = \max(QT_i) - \min(QT_i) \quad (3.1.1)$$

gdzie QT wyraża odstęp QT w i-tej ewolucji serca w milisekundach

Ocena dyspersji załamka T może być przydatna w następujących sytuacjach [9]:

- ocena ryzyka wystąpienia arytmii komorowych oraz nagłej śmierci,
- kontrola efektywności i bezpieczeństwa leczenia środkami antyarytmicznymi,
- ocena niebezpieczeństwa pojawienia się arytmii w wyniku stosowania leków.

Istotna jest również standaryzacja czasu trwania odstępu QT. Korekta jest potrzebna ze względu na zmieniający się rytm serca, czyli odstęp RR pomiędzy dwoma sąsiadującymi pikami pochodzącymi z zespołu QRS. W tym celu zaproponowano kilka wzorów, które korygują obliczony w milisekundach odstęp [9]:

- Bazzeta

$$QT_B = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (3.1.2)$$

- Fridericia

$$QT_F = \frac{QT}{\sqrt[3]{RR}} \quad (3.1.3)$$

- Framingham

$$QT_L = QT + 0,154(1 - RR) \quad (3.1.4)$$

gdzie:

- QT – odstęp QT mierzony w milisekundach
- RR – odstęp między sąsiadującymi pikami zespołów QRS w sekundach

3.2 Typowe wartości diagnostyczne oraz patologie

Jeśli chodzi o prawidłowe oraz patologiczne czasy trwania skorygowanego odstępu QT przedstawia je tabela.

Tabela 1. Skorygowane wartości odstępu QT dla różnych grup [9].

QT _C [ms]	Dzieci	Kobiety	Mężczyźni
prawidłowe	<440	<450	<430
graniczne	440 – 460	450 – 460	430 – 450
wydłużone	>460	>460	>450

Nieprawidłowy odstęp QT można podzielić w zależności od czasu trwania odstępu QT oraz od tego czy choroba jest nabyta czy wrodzona [6]:

- Wrodzone skrócenie odstępu QT, przykładem choroby może być zespół krótkiego QT, którym jest uwarunkowane genetycznie zaburzenie przewodzenia w układzie bodźcoprzewodzącym serca, spowodowane mutacjami w genie kanału potasowego. Charakteryzuje się rodzinnym występowaniem skróconego skorygowanego czasu trwania odstępu QT poniżej 300 ms.
- Nabyte skrócenie odstępu QT, przykładami chorób są hiperkaliemia czyli stan, w którym stężenie jonów potasowych K⁺ w surowicy krwi przekracza przyjętą wartość 5,5 mmol/l oraz hiperkalcemia, czyli stan podwyższonego poziomu wapnia we krwi
- Wrodzone wydłużenie odstępu QT, przykładami chorób mogą być: zespół Jervella i Lange-Nielsena, zespół Romano-Warda, zespół Andersen-Tawila. Są to choroby dziedziczne i są one dziedziczone autosomalnie. Objawami każdej z nich jest zespół długiego odstępu QT zarejestrowanego podczas badania EKG
- Nabyte wydłużenie odstępu QT, które może objawiać się w różnego rodzaju chorobach oraz stanach, np. uszkodzenie i niedokrwienie mięśnia sercowego, zawał

mięśnia sercowego, podczas przyjmowania leków przeciwwarytmicznych lub psychotropowych, choroby ośrodkowego układu nerwowego, zaburzenia elektrolitowe, guz chromochłonny, hipotermia, jądłowstręt psychiczny.

4 Implementacja algorytmu

W tym rozdziale przedstawiony zostanie sposób realizacji wykonanego programu do detekcji oraz analizy odstępu QT. Opisane zostaną narzędzia, za pomocą których realizowano projekt. W kolejnych podrozdziałach zaprezentowane zostaną kolejne sposoby przetwarzania sygnału elektrokardiograficznego. Pod koniec pokazane zostanie szczegółowy opis zastosowanego algorytmu oraz krótka instrukcja aplikacji.

4.1 Środowisko programistyczne i narzędzia

Jak wspomniano w rozdziale pierwszym, realizowany projekt jest próbą odpowiedzi na wyzwanie przygotowane przez PhysioNet. Organizacja ta do tego zadania przypisała też bazę sygnałów elektrokardiograficznych, którą umieściła na swoich stronach internetowych [10]. Jest to baza niemieckiego urzędu fizyczno-technicznego (PTB, niem. *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*), tworzona przy udziale National Metrology Institute of Germany. Badania EKG przeprowadzane zostały na chorych pacjentach oraz zdrowych ochotnikach przez profesora Michael'a Oeff'a, który pracuje na oddziale kardiologii w klinice uniwersyteckiej Benjamina Franklina w Berlinie. Baza ta zawiera 549 nagrań, które pochodzą od 290 podmiotów, każdy z podmiotów posiada od jednego do pięciu nagrań. Jedno nagranie zawiera sygnał z 15 odprowadzeń (12 standardowych oraz 3 odprowadzenia Franka). Oto kilka parametrów sygnału EKG z opisanej bazy:

- częstotliwość próbkowania wynosi 1000 Hz,
- rozdzielczość 16-bitowa,
- rezystancja wejściowa 100 Ω ,

- napięcie wejściowe +/- 16 mV.

Zapisy badań EKG z tej bazy pochodzą od mężczyzn oraz kobiet, w wieku od 17 do 87 lat. W plikach nagłówkowych znajdują się dane pacjenta oraz adnotacje odnośnie chorób, przyjmowanych leków, historii medycznej. Poniższa tabela pokazuje statystykę odnośnie pacjentów ze zdiagnozowanymi chorobami serca.

Tabela 2. Ilość pacjentów z konkretną jednostką chorobową.

Klasa diagnostyczna	Ilość pacjentów
Zawał mięśnia sercowego	148
Kardiomiopatie/ niewydolność serca	18
Blok odnogi pęczka Hisa	15
Zaburzenia rytmu serca	14
Przerost mięśnia sercowego	7
Choroby zastawek serca	6
Zapalenie mięśnia sercowego	4
Różne	4
Zdrowe przypadki	52

Program do detekcji i analizy odstępu QT postanowiono zaimplementować w środowisku Matlab. Jest to język programowania skryptowego wysokiego poziomu. Przy jego pomocy można w dość łatwy i szybki sposób zaprototypować algorytmy. W Matlabie napisano różne funkcje, korzystano również z gotowych funkcji oraz narzędzi pakietu Matlab, między innymi biblioteki do odczytu sygnału z bazy danych. Program Matlab jest również przydatny do przeglądania elektrokardiogramu, posiada wiele opcji, które ułatwiają przeglądanie takiej ilości danych.

4.2 Przetwarzanie sygnału EKG

Na samym początku tworzenia systemu do analizy sygnałów biomedycznych istotne jest wstępne przetwarzanie sygnałów, do którego zaliczamy filtrację sygnału. Następnie skoncentrowano się na detekcji punktów charakterystycznych R w sygnale EKG. Kolejny etap to wyznaczenie początku oraz końca zespołu QRS oraz koniec załamka T.

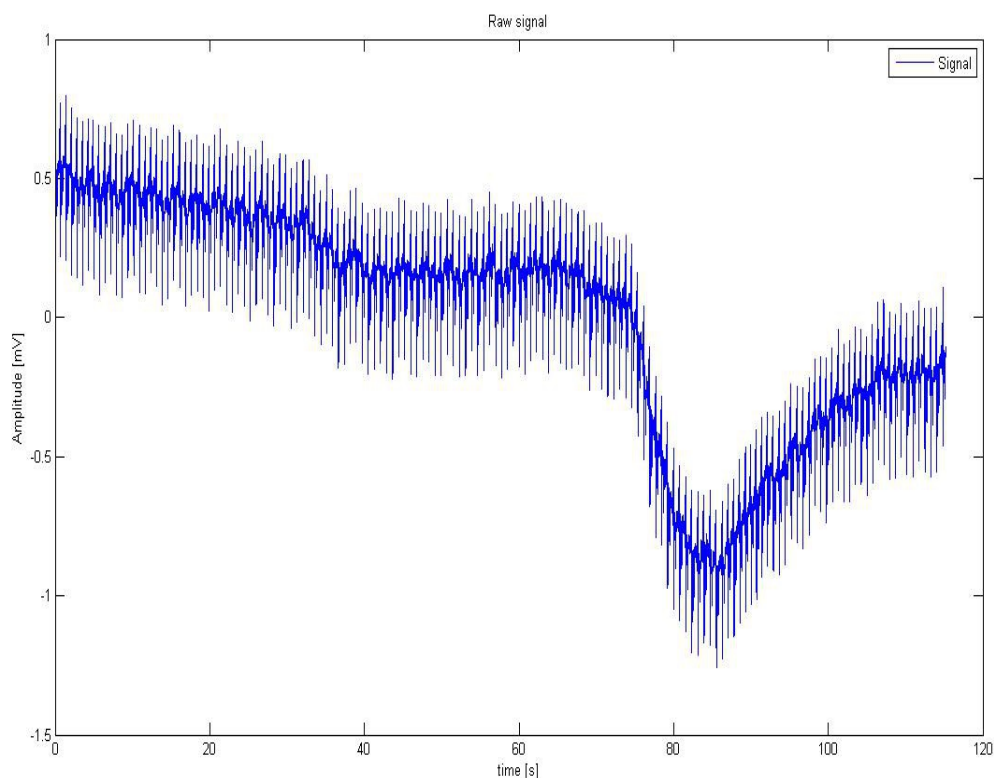
4.2.1 Filtracja sygnału

Filtracja sygnału odbywa się w dwóch etapach. Pierwszy etap to wstępne, początkowe przetwarzanie sygnału, natomiast drugi etap jest to filtracja zastosowana w algorytmie do detekcji punktów R. W tym rozdziale skoncentrowano się głównie na tym wstępnym przetworzeniu sygnału i użytej w tym etapie filtracji. Na początku warto przedstawić surowy sygnał EKG z wykorzystanej bazy, większość sygnałów posiada podobny stopień szumów. Rysunek 7 przedstawia elektrokardiogram, bez żadnego przetwarzania, widać, że sygnał ten posiada wiele zakłóceń. Do tych zakłóceń można zaliczyć 3 główne:

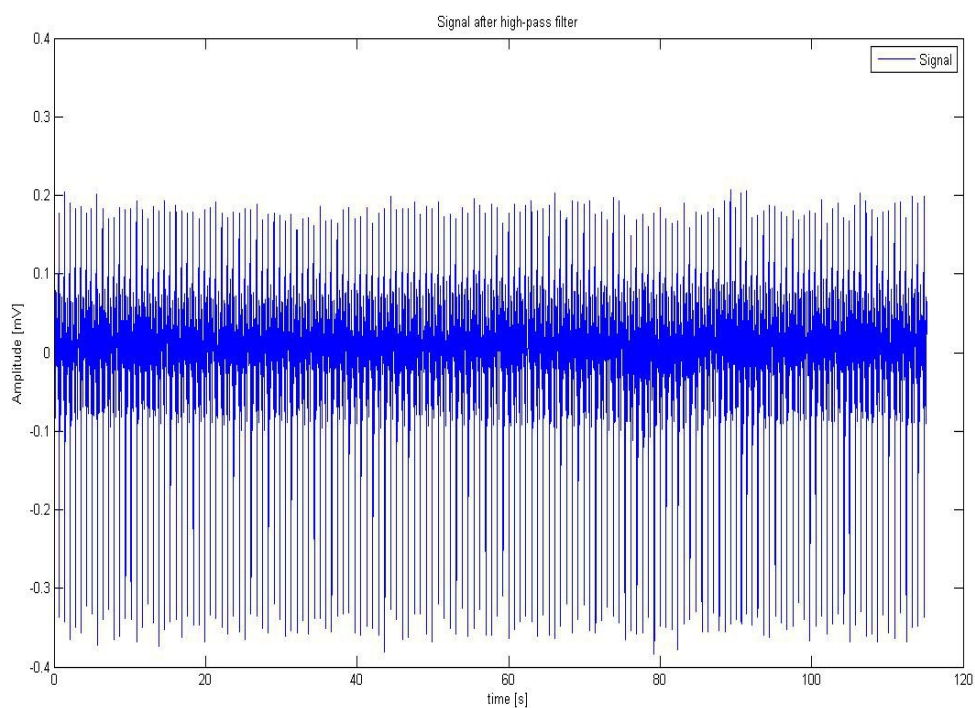
- dryfująca linii izoelektryczna,
- zakłócenia sieciowe,
- zakłócenia pochodzące od sygnału mięśniowego (EMG, pol. *Elektromiografia*).

Filtracje podzielono na dwa etapy, jako pierwszy zastosowano filtr górnoprzepustowy, a następnie dolnoprzepustowy. Do filtracji górnoprzepustowej wybrano filtr o nieskończonej odpowiedzi (IIR, ang. *Infinite Impulse Response*) Butterworth'a stopnia pierwszego z częstotliwością odcięcia $F_c = 3$ Hz. Po tak zastosowanej filtracji udało się pozbyć dryfującej linii izoelektrycznej (rys. 8) oraz części zakłóceń, co można zaobserwować na rysunku 9.

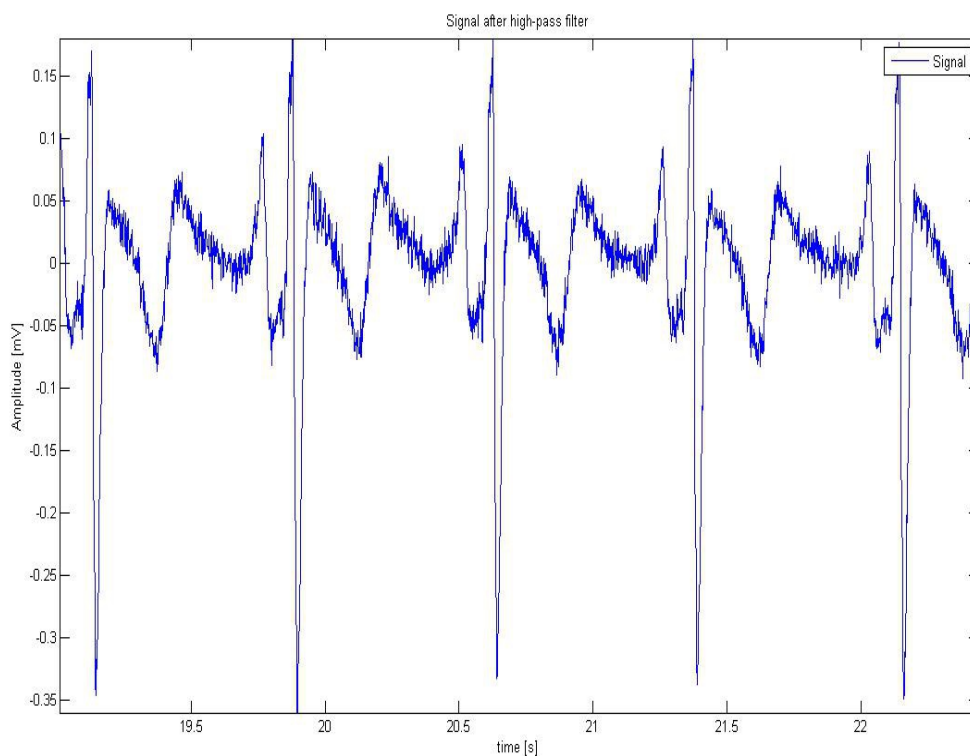
Następnie w celu pozbycia się zakłóceń sieciowych oraz tych, które pochodzą z mięśni zastosowano filtr o skończonej odpowiedzi (FIR, ang. *Finite Impulse Response*) dolnoprzepustowy rzędu 30 z oknem Blackmana oraz częstotliwością odcięcia, $F_c = 40$ Hz. Po filtracji sygnał w większości przypadków uległ wygładzeniu (rys. 10), jednak pozostały też nagrania, które w dalszym stopniu były zaszumione. Przy doborze odpowiedniego filtra kierowano się wieloma artykułami [11, 19, 20], które porównują różne rodzaje filtrów oraz empirycznym sprawdzaniem poprawności działania filtra.



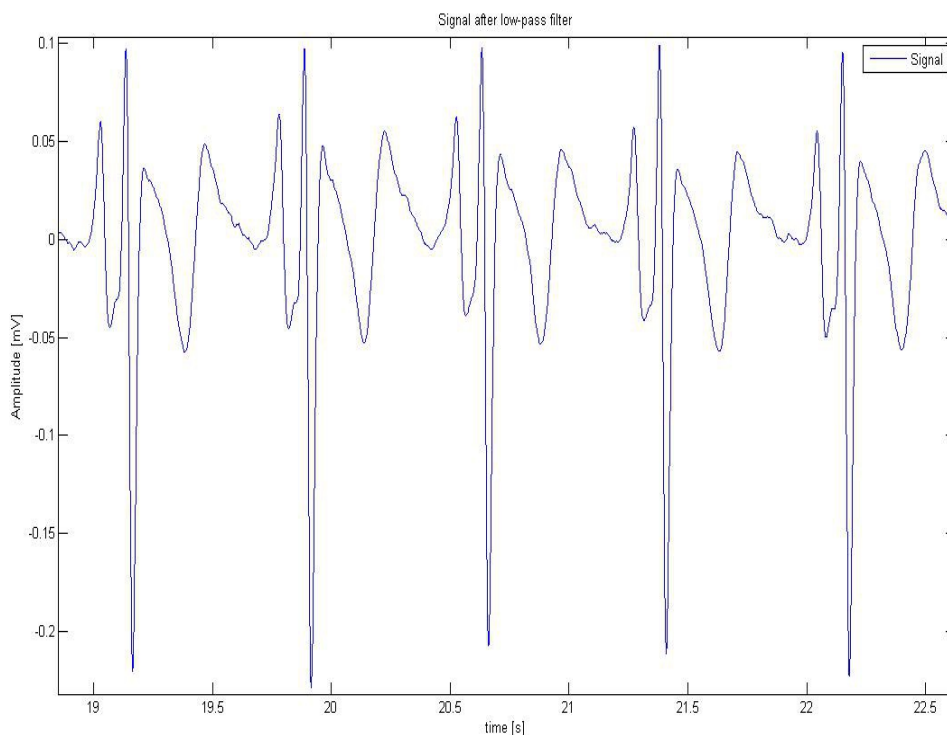
Rysunek 7. Sygnał z bazy PTB bez filtracji.



Rysunek 8. Sygnał po filtracji górnoprzepustowej – brak dryfującej linii izoelektrycznej.



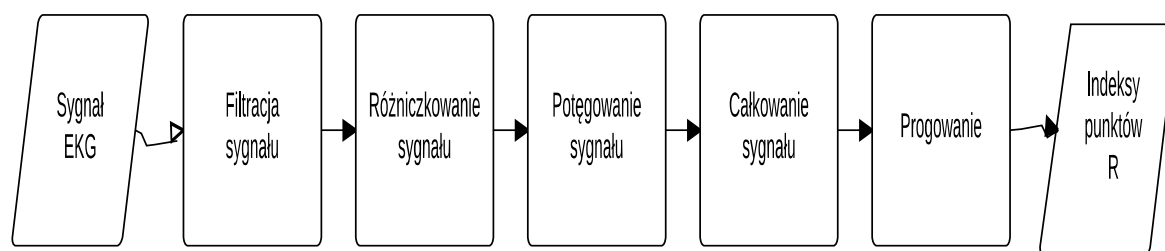
Rysunek 9. Sygnał po filtracji górnoprzepustowej – widoczne zakłócenia sieciowe.



Rysunek 10. Sygnał po filtracji dolnoprzepustowej – sygnał wygładzony.

4.2.2 Detekcja R-peaków

Do detekcji punktu charakterystycznego R, sygnału elektrokardiograficznego wykorzystano algorytm Pan Tompkins (rys 11), który powstał w 1985 roku i służy do wykrywania zespołu QRS w sygnale EKG [12].



Rysunek 11. Schemat blokowy algorytmu Pan Tompkins.

Algorytm ten składa się z następujących etapów [12] :

1. Filtracja – Na początku sygnał jest filtrowany z użyciem filtra dolnoprzepustowego drugiego rzędu, o częstotliwości odcięcia około 11 Hz oraz wzmocnieniu 36. Warto dodać, że filtr ten wprowadza opóźnienie 6 próbek. Transmitancja tego filtra określona jest poniższym wzorem:

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (4.2.2.1)$$

Następnie zastosowano filtr górnoprzepustowy, którego częstotliwość odcięcia wynosi 5 Hz, a jego wzmocnienie 32. Z kolei ten filtr wprowadza opóźnienie rzędu 16 próbek a jego transmitancja jest wyrażona poniższym wzorem:

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 + z^{-1})} \quad (4.2.2.2)$$

Kolejny krok to filtr pasmowo-przepustowy, przepuszczający pasmo od 5 Hz. do 15 Hz. Filtr ten ma na celu pozbycie się szumów pochodzących od mięśni, zakłóceń sieciowych, pływającej izolacji oraz szumu związanego z załamkiem T.

2. Różniczkowanie sygnału – pozwala wykryć punkty o największym nachyleniu. Sygnał różniczkujemy zgodnie z następującą transmitancją

$$H(z) = (1/8T)(-z^2 - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2) \quad (4.2.2.3)$$

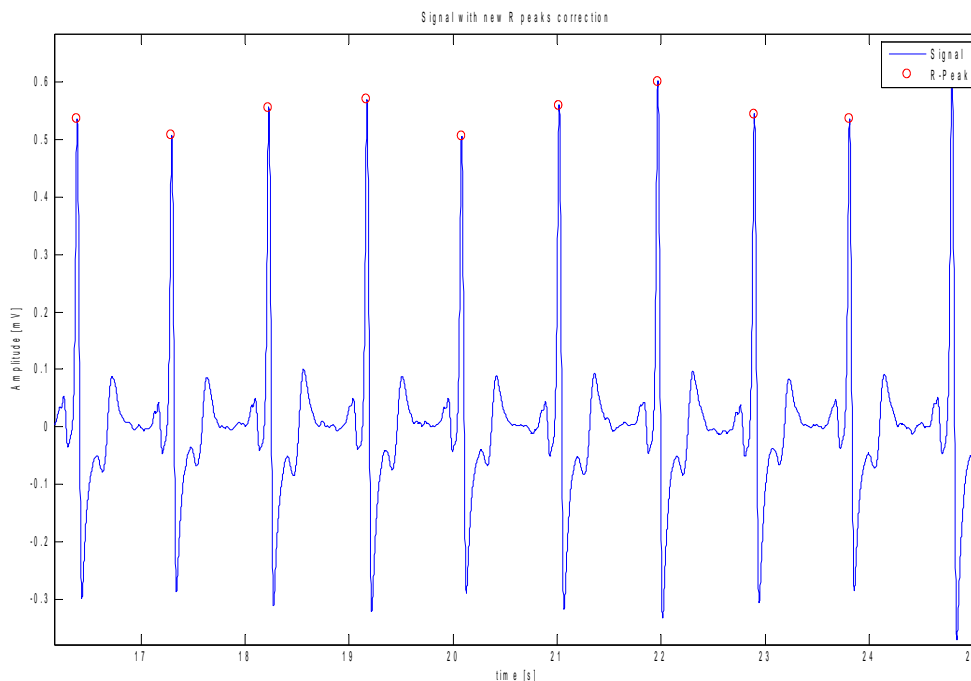
3. Potęgowanie – polega na podniesieniu każdego punktu do potęgi drugiej. Stosuje się ten zabieg aby wszystkie punkty były dodatnie oraz aby nieliniowo wzmocnić dane.
4. Całkowanie z użyciem okna przesuwne – zastosowano w celu wydobywania informacji o nachyleniu załamka R, według poniższego wzoru

$$y(nT) = (1/N)[x(nT - (N-1)T) + x(nT - (N-2)T) + \dots + x(nT)] \quad (4.2.2.4)$$

5. Progowanie – ostatni etap polega na detekcji maksimum. Wybrano minimalny przedział, który posłużył do wybierania kolejnych, lokalnych maksimum

przetworzonego sygnału. Oznacza to, że gdy wykryto maksimum, kolejne będzie szukane dopiero po upływie 200ms. Gdy zbierzemy wszystkie lokalne maksimum następuje progowanie, które ma wyłonić maksimum załamka R tak zwany *R Peak*. Wyznaczono kolejne progi, które są automatycznie dostosowane do sygnału oraz jego szumu. Głównym zadaniem progowania jest wyodrębnienie odpowiednich maksimów, wszystkie użyte progi pozwalają odróżnić *R Peak* od innych charakterystycznych punktów, takich jak maksimum załamka T.

Działanie algorytmu zostało sprawdzone, a jego wyniki są bardzo dobre, zdecydowana większość *R peaków* jest wykrywana. Więcej informacji na temat skuteczności działania algorytmu zaprezentowano w kolejnym rozdziale. Rysunek przedstawia elektrokardiogram z zaznaczonymi punktami *R peak*.



Rysunek 12. Wynik działania algorytmu Pan Tompkin dla pacjenta 137.

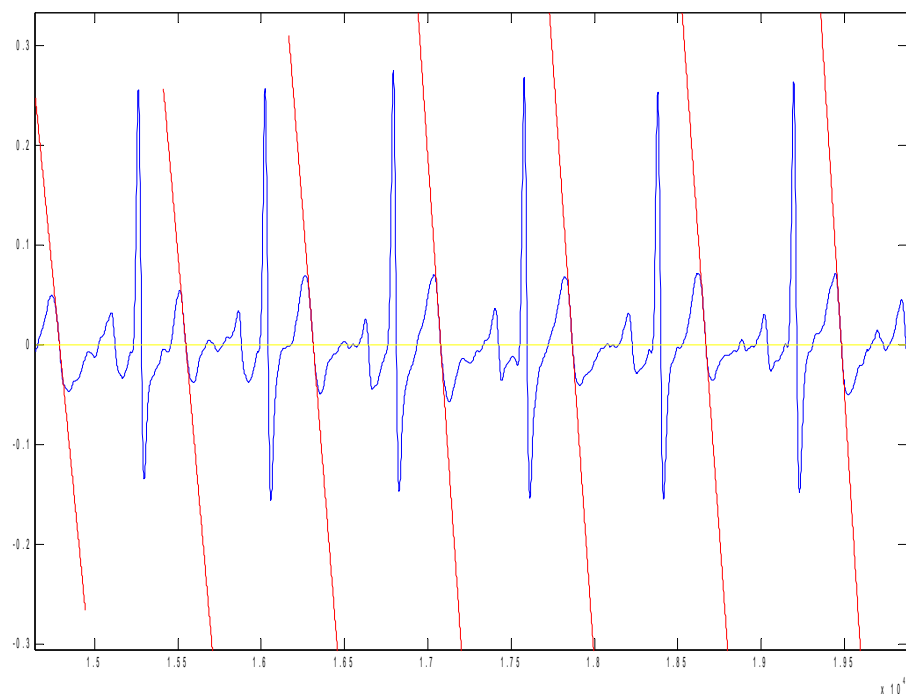
4.2.3 Detekcja punktów charakterystycznych

Po detekcji punktów charakterystyczny za pomocą algorytmu Pan Tompkins, skoncentrowano się na wykryciu następujących punktów:

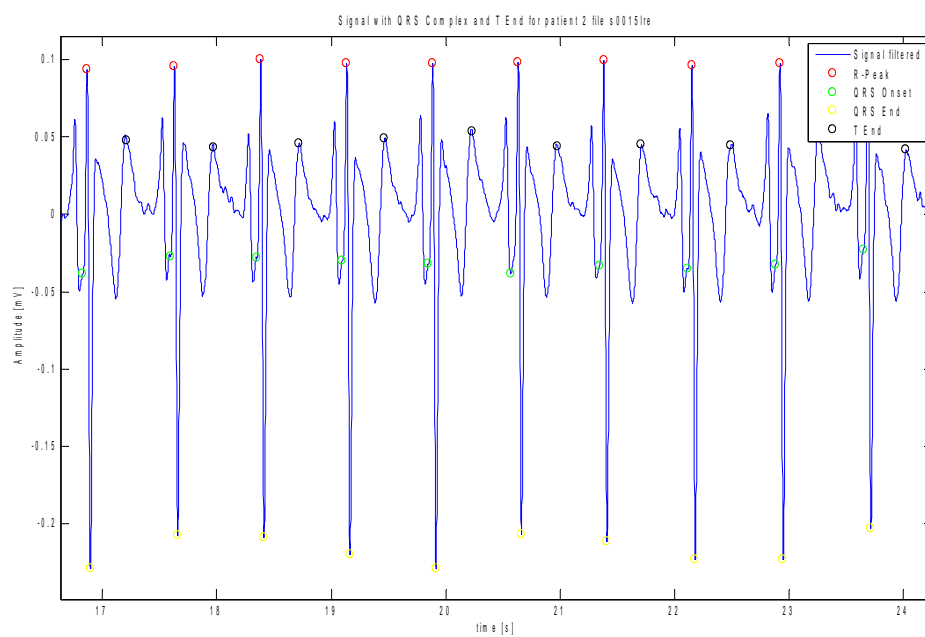
- początek zespołu QRS tzw. *QRS Onset*,
- koniec zespołu QRS czyli *QRS End*
- maksimum załamka T tj. *T Max*
- koniec załamka T czyli *T End*

Do detekcji punktu *QRS Onset* wykorzystano odcinek, którego właśnie początkiem jest punkt *QRS Onset*, natomiast końcem punkt *R Peak*. Jest to odcinek o największym nachyleniu, znając jego równanie można znaleźć miejsce przecięcia z izolinia, które jest początkiem zespołu QRS. Podobnie wykryto punkt *QRS End*, tylko do tego celu wykorzystano oczywiście odcinek od punkt *R Peak* do punktu *QRS End*. Kolejny krok polega na detekcji punktu maksymalnego załamka T. W tym celu wykorzystano część sygnału, rozpoczynając od wypłaszczenia elektrokardiogramu po punkcie *QRS End* i trwającego 250ms. Następnie policzono wartość bezwzględną, aby wziąć pod uwagę załamki ujemne. Policzono maksimum lokalne o największej amplitudzie, oraz dokonano klasyfikacji czy załamek jest ujemny czy dodatni. Na samym końcu przystąpiono do detekcji punktu *T End*. W tym celu wykorzystano wcześniej punkt *T Max*. Wzięto 50 ms. sygnału po punkcie *T Max*, a następnie z tych punktów wybrano połowę, która charakteryzowała się największym nachyleniem. Kolejny krok to znalezienie równania utworzonej przez te punkty prostej i znalezienie punktu przecięcia z izolinia. Następnie do tak znalezionej punktu dodajemy odcinek od punktu *T Max* do punktu o największym nachyleniu na prostej. Rysunek 13 przedstawia dopasowanie prostej stycznej do punktu o największym nachyleniu, na zboczu

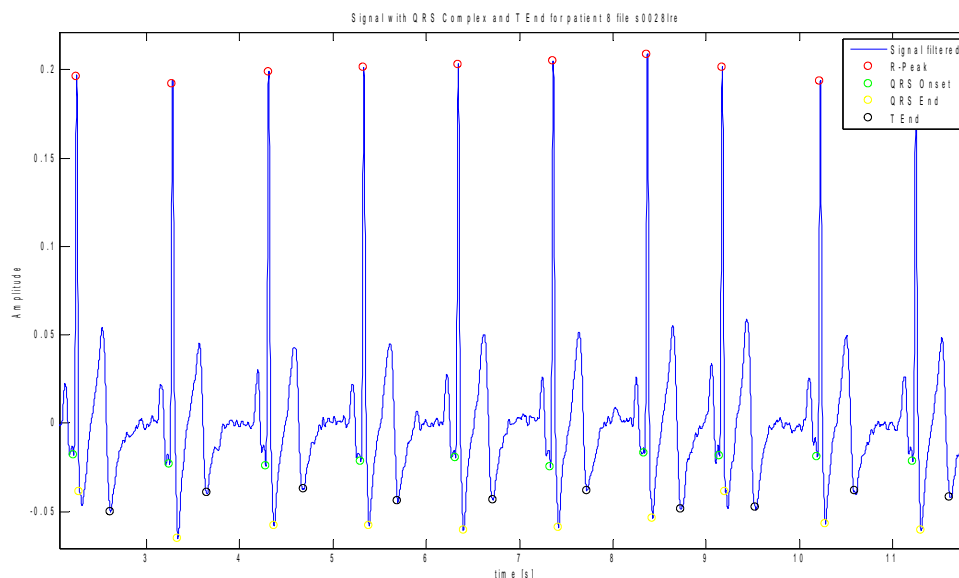
malejącym załamka T. Rysunki 14 i 15 przedstawiają elektrokardiogramy z zaznaczonymi charakterystycznymi punktami.



Rysunek 13. Ilustracja wykreślenia prostej stycznej do punktu o największym nachyleniu przy algorytmie wyszukiwania końca załamka T.



Rysunek 14. Sygnał EKG z zaznaczonymi punktami charakterystycznymi – odwrócony załamek T.



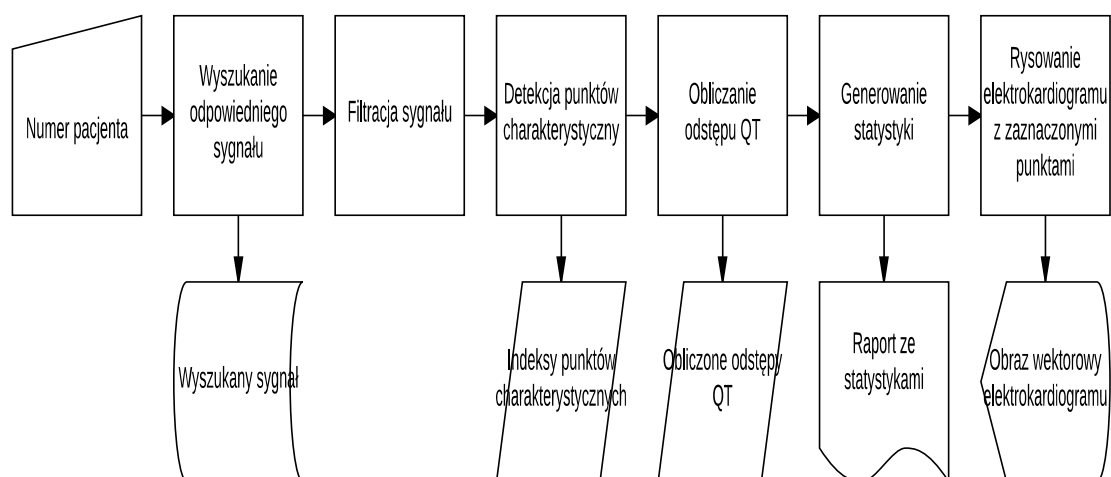
Rysunek 15. Sygnał EKG z zaznaczonymi punktami charakterystycznymi.

4.3 Opis wykonanego programu

Jak wspomniano w rozdziale 4.1 jako narzędzia do napisania programu spełniającego wymagania niniejszej pracy użyto Matlab. W tabeli 3 przedstawione zostały zaimplementowane funkcje wraz z ich krótkim opisem. Do każdej funkcji zostały napisane komentarze oraz opis działania wraz z opisem argumentów i wartości zwracanej.

Główną funkcją zaprojektowanego programu jest funkcja *MainApp*, której wywołanie w głównym wierszu poleceń pakietu Matlab uruchamia program. Jej Argumentami są numer pacjenta oraz wybór wzoru według którego obliczany jest odstęp QT oraz flaga, która informuje czy mają być tworzone wykresy. W tej funkcji wczytywany jest sygnał za pomocą specjalnego narzędzia dostępnego również na stronie organizacji Physionet [13]. Następnie wywoływana jest funkcja *QT_Interval*, której argumentem jest sygnał EKG z odprowadzenia I, tworzony jest również plik, który będzie zawierał raport z wykonanego programu. Do pliku

dopisywane są zmienne globalne takie jak parametry filtrów oraz ilość próbek i czas trwania programu. Następny etap to kolejno wykonywane kroki, takie jak filtracja sygnału, wywołanie algorytmu Pan Tompkin oraz detekcja punktów charakterystycznych. Na samym końcu obliczany jest czas trwania odstępu QT, według wybranego wzoru (Bazetta, Friderica, Framighama, bez korekcji). Na podstawie tych wyników wyliczane są podstawowe wartości statystyczne takiej jak, średnia, mediana, odchylenie standardowe, wartości minimalna i maksymalna oraz procent wykrytych załamków QT, których czas trwania wynosi powyżej 450ms. Użytkownik jest cały czas informowany o kolejnych etapach działania programu - wypis na ekranie, oraz o wynikach działania kolejnych kroków programu, które również są wypisywane na ekran. Gdy ustawiona zostanie flaga *draw*, na ekranie pojawiają się również pomocnicze wykresy z każdego kolejnego kroku. Program również generuje plik tekstowy, który zawiera informacje o sygnale, obliczone statystyki dotyczące odstępu QT oraz czas działania programu. Na samym końcu wyświetlany jest elektrokardiogram z zaznaczonymi punktami charakterystycznymi i on również zapisywany jest do pliku graficznego co przedstawia poniższy schemat (rys. 16).

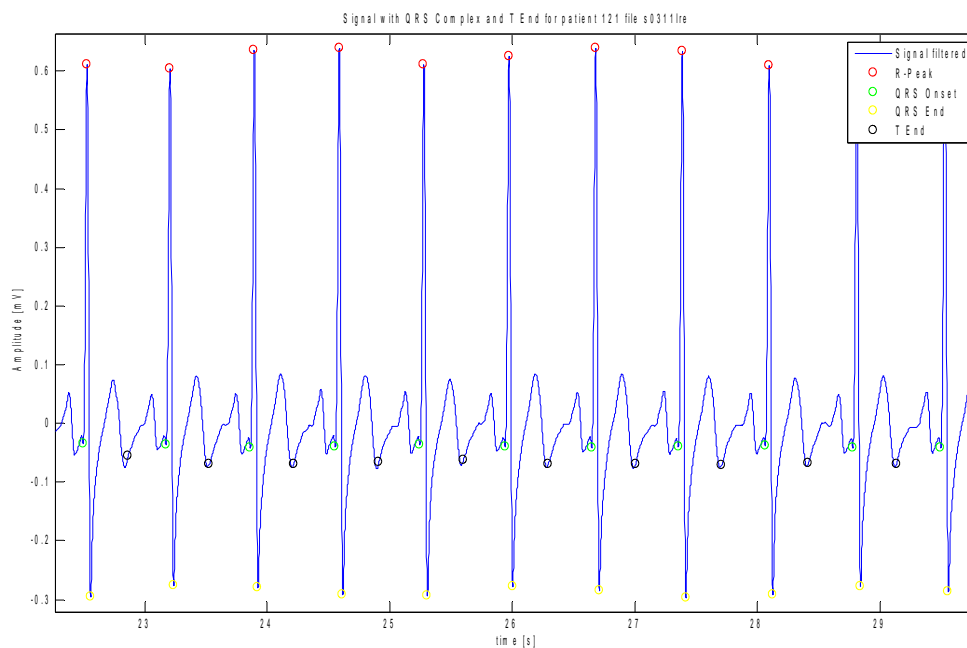


Rysunek 16. Schemat działania wyonanego programu.

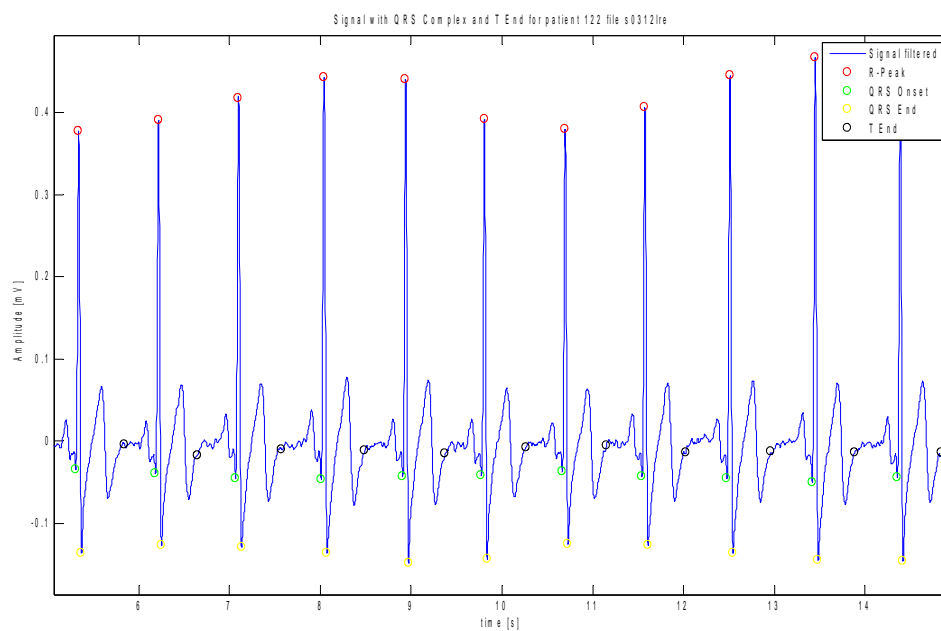
Wynikiem działania programu jest plik graficzny, który przedstawia przefiltrowany sygnał EKG wraz z zaznaczonymi punktami charakterystycznymi oraz wygenerowany raport w postaci pliku tekstowego. Poniżej przedstawiono pliki graficzne (rys. 17, 18, 19, 20) oraz plik tekstowy (rys. 21) generowane przez program dla konkretnych pacjentów.

Tabela 3. Opis wykorzystanych funkcji.

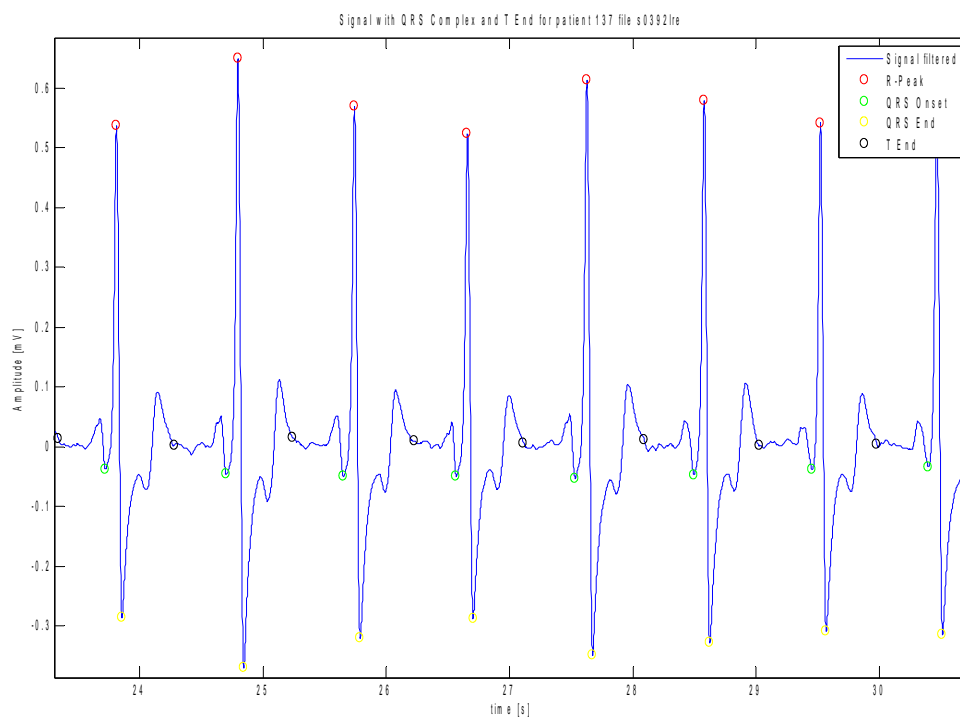
Nazwa funkcji	Opis
<i>MainApp</i>	Funkcja realizująca główną funkcjonalność programu, wczytuje wszystkie pliki z sygnałem dla konkretnego pacjenta oraz wywołuje dla nich funkcje <i>QT_Interval</i>
<i>QT_Interval</i>	Funkcja otwiera plik do którego będzie wpisywany raport wykonanego programu oraz wykonuje kolejne kroki algorytmu, które prowadzą do detekcji oraz analizy odstępu QT.
<i>filtering</i>	Funkcja realizuje filtracje (opisaną w rozdziale 4.2.1) sygnału
<i>pan_tompkin</i>	Funkcja, która wykonuje algorytm Pan Tompkin, wynikiem działania funkcji są indeksy punktów R [14].
<i>qrsOnset</i>	Funkcja dokonuje detekcji początku zespołu QRS
<i>qrsEnd</i>	Funkcja dokonuje detekcji końca zespołu QRS
<i>tMax</i>	Funkcja dokonuje detekcji punktu maksymalnego załamka T
<i>tEnd</i>	Funkcja dokonuje detekcji końca załamka T
<i>qtCalculation</i>	Funkcja oblicza odstęp QT według podanego wzoru
<i>calculateStats</i>	Funkcja oblicza podstawowe statystyki (średnia, mediana, odchylenie standardowe, wartość minimalna i maksymalna) dla wykrytych odstępów QT w sygnale oraz wpisuje je do pliku
<i>testApp</i>	Skrypt do testowania wszystkich nagrań z bazy danych, automatycznie uruchamia funkcje <i>MainApp</i> dla wszystkich nagrań, tworzy też plik z raportem



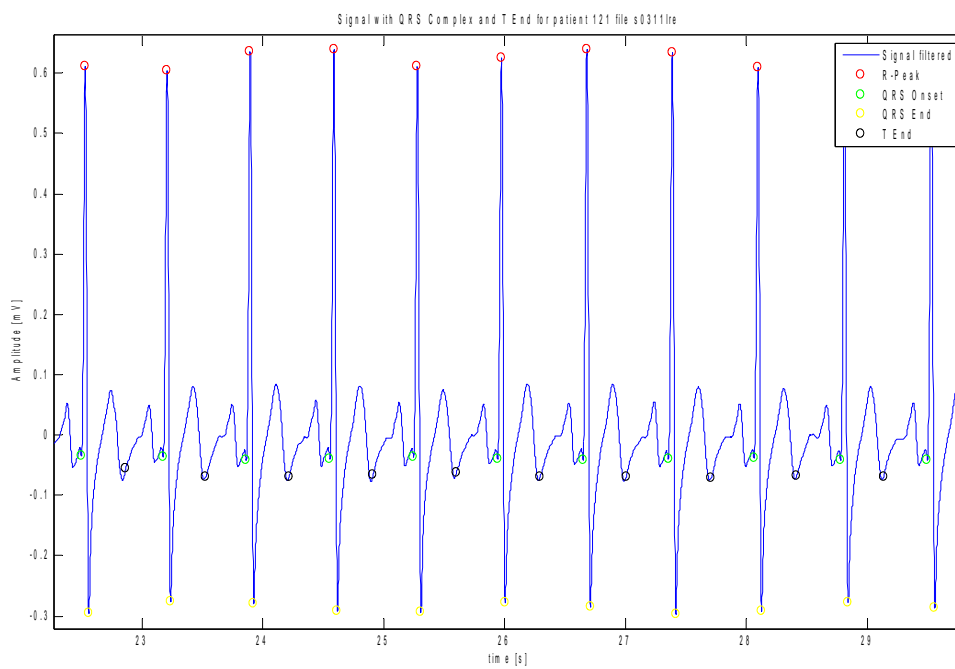
Rysunek 17. Elektrokardiogram pacjenta 121 z zaznaczonymi charakterystycznymi punktami.



Rysunek 18. Wynik działania programu dla pacjenta 122 - bipolarny załamek T.



Rysunek 19. Wynik działania programu dla pacjenta 137.



Rysunek 20. Elektrokardiogram pacjenta 121 z zaznaczonymi charakterystycznymi punktami.

```
Raport for patient 121 and filename s03111re

Parameters
-----
Fs:                1000 Hz
Fc_Hp:             3 Hz
Fc_Lp:             40 Hz
Samples:           115200
Duration:          1.92 minutes
R Peak detected:   163
-----

Additional information
-----
Signal filtering highpass Butterworth filter with Fc = 3 Hz and lowpass
FIR filter with Blackman window Fc = 40 Hz
100.00 percentage of T wave end detected in signal
Calculate QT interval according to no correction formula
-----

Statistics
-----
DrainName:         I
All_Intervals:     163.00
Mean:              355.55 [ms]
Median:            355.00 [ms]
StandardDeviation: 5.28 [ms]
MinValue:          344.00 [ms]
MaxValue:          401.00 [ms]
Above450:          0.00 [%]
-----

This analysis was done on 21-Aug-2016 22:03:00 and took 29.691 seconds
```

Rysunek 21. Wygenerowany raport dla pacjenta 121.

5 Testowanie programu oraz analiza wyników

Po napisaniu programu do automatycznej detekcji oraz analizy odstępu QT przystąpiono do testowania zaproponowanego rozwiązania. Napisano skrypt służący do automatycznej analizy wszystkich nagrań sygnału EKG z bazy, przetestowano więc 549 nagrań. Przy czterech nagraniach napotkano na problemy z wykonywaniem programu, dokonano analizy tych błędów oraz ich naprawy, co doprowadziło do poprawnego działania programu dla wszystkich próbek. Kolejnym krokiem testowania programu było sprawdzenie czy otrzymane raporty są poprawne. W tym celu wybrano 100 nagrań sygnału EKG, dla których wykonano program, a następnie analizowano medianę czasu trwania odstępu QT, obliczonego bez żadnej korekcji. Otrzymane mediany porównano z referencyjną medianą, która jest zamieszczona na internetowej stronie podjętego wyzwania. Referencyjna mediana tworzona była w oparciu o wyniki innych uczestników. Jest to średnia wszystkich median czasu trwania odstępu QT dla danego nagrania. Tabela 4 przedstawia wyniki testów dla wszystkich 100 wybranych pacjentów. Analizując poniższą tabelę można zauważyć, iż większość próbek posiada względny błąd mniejszy niż 5%, jest to 66 z 100 próbek. Z kolei, aż 82% próbek nie posiada błędu większego niż 10%. Patrząc na kolejne statystyki spostrzeżono, że mediana błędu wynosi 3,43%. Można uznać otrzymane wyniki za satysfakcjonujące, zwłaszcza, że przy obliczaniu referencyjnej mediany odstępu QT dla poszczególnych pacjentów brano pod uwagę wyniki działań programów do detekcji odstępu QT jedynie czternastu uczestników wyzwania. Również odchylenie standardowe tych wyników było nie najniższe. Powyższe statystyki opierają się o wygenerowane raporty, analizowano również pliki graficzne z zaznaczonymi punktami charakterystycznymi na elektrokardiogramie. Czynnikiem, który decydował o poprawności działania algorytmu

była odpowiednia filtracja sygnału. Można zauważyć, że jeśli sygnał jest dobrze przefiltrowany oraz nie posiada artefaktów to detekcja przebiega bardzo skutecznie oraz precyzyjnie. Kolejnym parametrem, który analizujemy podczas testowania jest odchylenie standardowe, które informuje o zmienności próbek w populacji. Mniejsza wartość odchylenia standardowego oznacza, że otrzymane wartości nie odbiegają znacząco od średniej. Otrzymane wartości odchylenia standardowego są niskie co świadczy o tym, że dokonana detekcja jest deterministyczna. Również punkty charakterystyczne na elektrokardiogramie są lokalizowane według określonego schematu – algorytmu, co jest odwzorowane na zawartych powyżej rysunkach elektrokardiogramów oraz przeglądnięcia i analizy pozostałych, które zostały wygenerowane podczas testów. Raport uzyskany z powstałej aplikacji zawiera również analizę odstępu QT, ponieważ sprawdzana jest ilość odstępów QT, których czas trwania przekracza 450 ms. Jak wspomniano w rozdziale 3 odstęp QT, który zajmuje powyżej 450 ms. jest uznawany za wydłużony, co może świadczyć o patologii. W analizowanych próbkach istnieją nagrania pacjentów, w których procent odstępów QT o czasie trwania powyżej 450ms wynosi ok. 90%. Jest to oczywiście poprawne działanie programu, ponieważ z tabeli 2 wynika, iż istnieją pacjenci z różnymi chorobami mięśnia sercowego, co jest odzwierciedlone w otrzymanych wynikach. Przy testach zwrócono również uwagę na czas trwania programu. Średni czas trwania detekcji i analizy dla pojedynczego nagrania pacjenta wynosi ok. 20 sekund. Pojedyncze nagranie to zapis elektrokardiograficzny o czasie trwania 120 sekund, co przy częstotliwości próbkowania 1000 Hz. daje ok 120 tys. próbek. Najwięcej czasu zajmuje odczyt sygnału z pliku. Uzyskany czas jest adekwatny biorąc pod uwagę liczbę próbek tych sygnałów. Podsumowując, testy pozwoliły wykryć drobne błędy programistyczne, które w dość łatwy i szybki sposób udało się poprawić. Dokonano również analizy zwracanych przez program wyników, sprawdzono

poprawność działania programu oraz dokładność detekcji punktów charakterystycznych. Po tej analizie wywnioskowano, że dokładność detekcji wcześniej wspomnianych punktów w głównej mierze zależy od jakości sygnału, tak więc od wybrania odpowiedniej filtracji sygnału. Dla części z nagrań wykazano wydłużone czasy trwania odstępów QT, co znajduje potwierdzenie z analizy tabeli 2, która przedstawia ilość pacjentów z różnego rodzaju problemami kardiologicznymi. Przedstawiony w niniejszej pracy program pozytywnie przeszedł testy, również analiza otrzymanych wyników potwierdziła skuteczność i poprawność działania aplikacji.

Tabela 4. Wyniki testów dla 100 nagrań.

L.p.	Pacjent	Nazwa pliku	Mediana obliczonego odstępu QT [ms]	Referencyjna mediana odstępu QT[ms]	Różnica [ms]	Błąd [%]
1	patient001	s0010_re.he	403,00	420,00	17,00	4,05
2	patient002	s0015re.he	378,00	355,00	23,00	6,48
3	patient003	s0017re.he	369,00	380,00	11,00	2,89
4	patient005	s0101re.he	400,50	397,00	3,50	0,88
5	patient006	s0027re.he	400,00	372,00	28,00	7,53
6	patient008	s0028re.he	393,00	414,00	21,00	5,07
7	patient009	s0035_re.he	373,50	361,00	12,50	3,46
8	patient011	s0067re.he	411,00	388,00	23,00	5,93
9	patient012	s0043re.he	421,00	430,00	9,00	2,09
10	patient013	s0072re.he	379,00	350,00	29,00	8,29
11	patient014	s0046re.he	359,00	362,00	3,00	0,83
12	patient015	s0057re.he	369,00	367,00	2,00	0,54
13	patient016	s0060re.he	364,00	376,50	12,50	3,32
14	patient017	s0063re.he	331,00	331,00	0,00	0,00
15	patient018	s0054re.he	354,00	368,00	14,00	3,80
16	patient019	s0058re.he	370,50	339,00	31,50	9,29
17	patient020	s0069re.he	424,00	428,00	4,00	0,93
18	patient021	s0065re.he	387,50	380,00	7,50	1,97
19	patient022	s0074re.he	367,00	372,00	5,00	1,34
20	patient023	s0081re.he	387,00	385,50	1,50	0,39
21	patient024	s0083re.he	359,00	378,00	19,00	5,03
22	patient026	s0088re.he	398,00	396,50	1,50	0,38
23	patient029	s0092re.he	371,00	367,50	3,50	0,95
24	patient031	s0104re.he	357,00	357,00	0,00	0,00
25	patient033	s0121re.he	379,00	382,00	3,00	0,79

Detekcja i analiza odstępu QT w sygnale EKG

26	patient034	s0123lre.he	391,00	349,00	42,00	12,03
27	patient035	s0119lre.he	369,00	374,00	5,00	1,34
28	patient036	s0111lre.he	394,00	396,00	2,00	0,51
29	patient037	s0112lre.he	369,00	382,00	13,00	3,40
30	patient038	s0125lre.he	367,00	368,00	1,00	0,27
31	patient041	s0136lre.he	358,00	357,00	1,00	0,28
32	patient042	s0140lre.he	391,00	369,00	22,00	5,96
33	patient043	s0278lre.he	392,00	386,50	5,50	1,42
34	patient045	s0147lre.he	323,00	330,00	7,00	2,12
35	patient049	s0314lre.he	383,00	377,00	6,00	1,59
36	patient050	s0215lre.he	424,00	403,00	21,00	5,21
37	patient051	s0187lre.he	406,00	426,00	20,00	4,69
38	patient052	s0190lre.he	423,00	340,00	83,00	24,41
39	patient054	s0192lre.he	370,00	369,00	1,00	0,27
40	patient055	s0194lre.he	382,00	330,00	52,00	15,76
41	patient056	s0196lre.he	335,00	443,00	108,00	24,38
42	patient057	s0198lre.he	355,00	350,00	5,00	1,43
43	patient059	s0208lre.he	362,00	344,50	17,50	5,08
44	patient060	s0209lre.he	336,00	347,50	11,50	3,31
45	patient061	s0210lre.he	400,00	329,00	71,00	21,58
46	patient062	s0212lre.he	387,00	410,00	23,00	5,61
47	patient065	s0282lre.he	445,00	442,00	3,00	0,68
48	patient066	s0280lre.he	400,00	404,00	4,00	0,99
49	patient067	s0283lre.he	391,00	395,00	4,00	1,01
50	patient069	s0284lre.he	423,00	415,50	7,50	1,81
51	patient070	s0235lre.he	347,50	346,00	1,50	0,43
52	patient072	s0318lre.he	397,00	399,50	2,50	0,63
53	patient074	s0406lre.he	336,00	340,50	4,50	1,32
54	patient075	s0246lre.he	358,00	369,00	11,00	2,98
55	patient077	s0254lre.he	371,00	369,00	2,00	0,54
56	patient080	s0261lre.he	318,00	318,00	0,00	0,00
57	patient081	s0264lre.he	368,00	353,00	15,00	4,25
58	patient082	s0279lre.he	462,00	452,00	10,00	2,21
59	patient083	s0268lre.he	436,00	366,00	70,00	19,13
60	patient084	s0313lre.he	443,00	461,00	18,00	3,90
61	patient085	s0345lre.he	416,00	399,00	17,00	4,26
62	patient087	s0321lre.he	455,00	430,50	24,50	5,69
63	patient088	s0343lre.he	356,00	343,00	13,00	3,79
64	patient089	s0372lre.he	377,00	380,00	3,00	0,79
65	patient090	s0356lre.he	399,00	409,00	10,00	2,44
66	patient092	s0411lre.he	418,00	412,00	6,00	1,46
67	patient093	s0375lre.he	363,00	365,00	2,00	0,55
68	patient094	s0370lre.he	317,00	288,50	28,50	9,88
69	patient095	s0369lre.he	331,00	330,00	1,00	0,30
70	patient096	s0381lre.he	358,50	343,50	15,00	4,37
71	patient098	s0389lre.he	348,00	357,00	9,00	2,52
72	patient100	s0401lre.he	449,50	358,00	91,50	25,56
73	patient102	s0416lre.he	435,00	394,00	41,00	10,41

Detekcja i analiza odstępu QT w sygnale EKG

74	patient104	s0306lre.he	415,00	383,00	32,00	8,36
75	patient105	s0303lre.he	371,50	355,00	16,50	4,65
76	patient106	s0030_re.he	485,00	409,50	75,50	18,44
77	patient107	s0199_re.he	370,50	366,00	4,50	1,23
78	patient109	s0349lre.he	440,00	458,00	18,00	3,93
79	patient110	s0003_re.he	417,50	413,00	4,50	1,09
80	patient112	s0169_re.he	430,00	460,50	30,50	6,62
81	patient113	s0018lre.he	317,00	326,00	9,00	2,76
82	patient114	s0012_re.he	500,00	412,00	88,00	21,36
83	patient116	s0302lre.he	377,00	408,50	31,50	7,71
84	patient117	s0292lre.he	352,00	362,50	10,50	2,90
85	patient119	s0001_re.he	431,00	418,50	12,50	2,99
86	patient120	s0331lre.he	370,00	389,50	19,50	5,01
87	patient121	s0311lre.he	355,00	364,00	9,00	2,47
88	patient122	s0312lre.he	485,00	390,00	95,00	24,36
89	patient125	s0006_re.he	464,00	336,00	128,00	38,10
90	patient126	s0154_re.he	431,50	391,00	40,50	10,36
91	patient127	s0383lre.he	471,00	450,00	21,00	4,67
92	patient135	s0334lre.he	414,00	465,00	51,00	10,97
93	patient137	s0392lre.he	540,00	407,00	133,00	32,68
94	patient138	s0005_re.he	378,00	334,00	44,00	13,17
95	patient140	s0019_re.he	449,00	375,00	74,00	19,73
96	patient141	s0307lre.he	414,00	393,00	21,00	5,34
97	patient143	s0333lre.he	380,50	389,00	8,50	2,19
98	patient147	s0211_re.he	426,00	410,00	16,00	3,90
99	patient150	s0287lre.he	491,50	390,00	101,50	26,03
100	patient152	s0004_re.he	420,00	403,00	17,00	4,22
Średnia			393,37	381,37	23,29	6,14
Mediana			387,00	379,00	12,75	3,43
Odchylenie standardowe			42,94	35,44	29,24	7,78

6 Podsumowanie

Celem niniejszej pracy było utworzenie programu do detekcji oraz analizy odstępu QT. Program w założeniu powinien działać dla jednego z dwunastu odprowadzeń. W tym przypadku sygnał jest brany z odprowadzenia I – jest to odprowadzenie dwubiegunowe Einthovena. Użytkownik aplikacji podaje 3 parametry przy jej uruchamianiu, są to: numer pacjenta z bazy PTB, wzór według którego obliczany jest odstęp QT oraz flaga, której ustawienie powoduje rysowanie wszystkich dostępnych wykresów. Do głównych funkcji wykonanej aplikacji należą:

- odczyt sygnału dla pacjenta - dla jednego pacjenta może istnieć kilka nagrań,
- filtracja sygnału, jest to najbardziej istotna funkcja programu, która znacząco wpływa na wyniki działania,
- detekcja punktów charakterystycznych, do czego wykorzystywane są algorytmy, takie jak Pan Tompkin do poszukiwania zespołów QRS oraz algorytm stycznej do wyszukiwania końca załamka T,
- obliczanie czasu trwania odstępu QT, które może być obliczone bez korekcji, oraz z korekcją, która bierze pod uwagę długość interwału RR, do wyboru jest korekcja według Bazetta, Friderica, oraz Framinghama
- obliczanie statystyk oraz analiza otrzymanych wyników
- zapis zebranych wyników do pliku tekstowego oraz generowanie obrazu elektrokardiogramu z zaznaczonymi punktami charakterystycznymi

Podczas realizacji przedstawionego programu okazało się, że największym problemem jest filtracja sygnału. To właśnie od jakości sygnału po filtracji zależy dalsze poprawne działanie algorytmu detekcji punktów charakterystycznych. Przy wyborze odpowiedniego rodzaju filtru

jak wspomniano w rozdziale 4, kierowano się artykułami, które porównują różnego rodzaju filtry stosowane przy przetwarzaniu sygnału EKG jak i również porównywano działanie poszczególnych filtrów na przykładzie sygnałów z wykorzystywanej bazy danych. Biorąc pod uwagę wymienione wcześniej czynniki wybrano najbardziej sprawdzony, z największą skutecznością sposób filtracji, który jest stosowany dla każdego nagrania z bazy danych. Jednocześnie stwierdzono, iż filtracja sygnału jest jedynym elementem, który można poprawić, aby działanie programu było lepsze oraz wydajniejsze.

Po przeprowadzonej implementacji programu, nastąpiło przejście do testowania, które miało przynieść odpowiedź czy jakość wykonanej aplikacji jest odpowiednia. Testy przeszły pozytywnie, wykryto kilka błędów, zostały one jednak szybko poprawione. Dla większości sygnałów, działanie obmyślonych algorytmów jest poprawne, oczywiście istnieją też nieliczne nagrania, dla których napotkano problemy podczas detekcji punktów charakterystycznych, są to te nagrania dla których napotkano problemy przy filtracji. Przetestowano 100 nagrań, następnie porównano je z wynikami osiągniętymi przez innych uczestników wyzwania. Zdecydowana większość próbek była porównywalna, istniały również nieliczne nagrania, które zdecydowanie różniły się od referencyjnych. Przyczyną takiej sytuacji było, tak jak wspomniano wcześniej, problem z filtracją.

Jak wspomniano w rozdziale 1, niniejsza praca powstała jako próba odpowiedzi na postawione przez organizację PhysioNet pytanie *"Czy można dokonywać automatycznego pomiaru odstępu QT z dokładnością do zaakceptowania przy ocenie klinicznej?"*. Analizując wyniki działania programu, odpowiedź na powyższe pytanie może być twierdząca. Jednakże pełen automatyczny pomiar odstępu QT jest problematyczny i rozwiązaniem może być ingerencja w działanie systemu człowieka lub zastosowania lepszych algorytmów. Największym problemem dla autora niniejszej pracy było zastosowanie odpowiedniej

filtracji, gdyż od tego w głównym stopniu zależała poprawność działania programu. Rozwiązaniem poprzednio opisanego problemu może być zastosowanie filtrów adaptacyjnych lub nie stosowanie automatycznej filtracji tylko dla każdego sygnału wybór odpowiedniego filtra przez użytkownika aplikacji, który jak najlepiej odfiltruje wszystkie szумы i poprawi jakość sygnału. Zastosowane poprawki mogłyby poprawić wyniki działania. Jednocześnie uznano, że jakość wykonanego programu jest dobra, wyniki są poprawne, tak więc automatyczny pomiar odstępu QT z dokładnością do zaakceptowania przy ocenie klinicznej jest możliwy do osiągnięcia i zrealizowania.

7 Bibliografia

- [1] Historia elektrokardiografii
<http://www.ecglibrary.com/ecghist.html> , dostęp online: 27.05.2016
- [2] Wyzwanie z roku 2006 zaproponowane przez organizację PhysioNet
<http://physionet.org/challenge/2006/> , dostęp online: 27.05.2016
- [3] Piotr Augustyniak: *Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych*, Kraków: Wydawnictwa AGH, 2001. *Elektrokardiografia*, s. 131- 192.
- [4] Schemat odprowadzeń Goldbergera i Einthovena
http://www.mp.pl/img/articles/artykuly/ekg/kurs_ekg_ryc3.jpg, dostęp online 21.08.2016
- [5] Schemat odprowadzeń Wilsona
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/6/66/Precordial_Leads_2.svg/2000px-Precordial_Leads_2.svg.png, dostęp online 21.08.2016
- [6] Andrzej Szczeklik: *Choroby wewnętrzne. Przyczyny, rozpoznanie i leczenie, tom I*, Kraków: Wydawnictwo Medycyna Praktyczna, 2005, s. 85-92
- [7] Rysunek elektrokardiogramu z zaznaczonymi załamkami, odcinkami odstęgami
http://adst.mp.pl/s/empendium/img_zoom/B16_2015/016_3099.jpg, dostęp online 21.08.2016
- [8] Opis punktów charakterystycznych, załamek, odstęg, odcinków ale EKG,
<http://www.ecgsim.org/> , dostęp online 27.05.2016
- [9] Małgorzata Sawicka-Parobczyk, Katarzyna Bieganowska: *Odstęp QT/QTc w elektrokardiograficznym zapisie – ważny parametr, trudna ocena*. „Forum Medycyn Rodzinnej”. 4, s. 17-25, 2010, Via Medica.
- [10] Baza z wykorzystanymi sygnałami elektrokardiograficznymi
<https://physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>, dostęp online 21.08.2016

- [11] Seema Nayak, M. K. Sonil, Dipali Bansal: *Filtering Techniques for ECG signal processing*, International Journal of Research in Engineering & Applied Sciences, Volume 2, Issue 2, February 2012
- [12] Jiapu Pan, Willis J. Tompkins: *A Real-Time QRS Detection Algorithm*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-32, No. 3, March 1985
- [13] Narzędzie środowiska Matlab do odczytywania sygnału z bazy PhysioBank
<https://physionet.org/physiotools/matlab/wfdb-app-matlab/>, dostęp online 21.08.2016
- [14] Algorytm Pan Tompkin implementowany w środowisku Matlab
https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector/content/pan_tompkin.m, dostęp online 21.08.2016
- [15] C. P. Day, J. M. McComb, R. W. Campbell: *QT dispersion: and indication of arrhythmia risk in patients with long QT intervals*, Br Heart J, Vol. 63, Issue 6.
- [16] C. S. Barr, A. Naas, M. Freeman, C. C. Lang, A. D. Struthers: *QT dispersion and sudden unexpected death in chronic heart failure*, The Lancet, Vol. 343, Issue 8893, 5 February 1994, Pages 327-329.
- [17] W. Zong, G. B. Moody, D. Jiang: *A Robust Open-source Algorithm to Detect Onset and Duration of QRS Complexes*
- [18] N. B. McLaughlin, R. W. F. Campbell, A. Murray: *Comparison of automatic QT measurement techniques in the normal 12 lead electrocardiogram*, Br Heart J, Vol. 74, Issue 1, July 1995, Pages 84-89
- [19] M. Kaur, B. Singh, Seema: *Comparison of different approaches for removal of baseline wander from ECG signal*, ICWET '11, ACM, New York 2011, Pages 1290-1294
- [20] N. V. Thakor, Y. S. Zhu: *Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection*, IEEE, Vol 38, Issue 8, August 1991, Pages 785-794