

POLITECHNIKA WROCŁAWSKA

WYDZIAŁ ELEKTRONIKI

KIERUNEK: Automatyka i Robotyka (AIR)
SPECJALNOŚĆ: Robotyka (ARR)

PRACA DYPLOMOWA INŻYNIERSKA

Przenośne urządzenie do rejestrowania arytmii
serca

Portable device to record cardiac arrhythmias

AUTOR:
Piotr Dąbek

PROWADZĄCY PRACĘ:
dr inż. Andrzej Wołczowski

OCENA PRACY:

Rodzicom.

*Składam serdeczne podziękowania Panu
dr inż. Andrzejowi Wołczowskiemu za
pomoc przy pisaniu niniejszej pracy.*

Spis treści

1	Cel i założenia pracy	3
2	Wprowadzenie	5
2.1	Choroby układu krążenia - statystyki	5
2.2	Opis dostępnych urządzeń	5
2.3	Możliwe zastosowania tworzonego urządzenia	6
3	Elektrokardiografia - rys historyczny i powstawanie sygnału	7
3.1	Początki elektrokardiografii	7
3.2	Fazy PQRST i powstawanie sygnału	7
3.3	Odprowadzenia	8
4	Koncepcja urządzenia	11
5	Część analogowa	13
5.1	Wzmacniacz pomiarowy	13
5.2	Elektrody	15
5.3	Pierwsze pomiary	16
5.4	Zakłócenia	17
5.4.1	Tryb monitoringu i diagnostyczny	18
5.5	Sterowanie na prawą nogę	18
5.6	Filtr dolno- i górnoprzepustowy	19
5.7	Eliminacja składowej stałej	20
5.8	Schemat projektowanego układu	20
5.9	Efekt końcowy i uzyskane wyniki	22
5.9.1	Zakłócenia - efekty	22
5.9.2	Utrudnione prototypowanie	23
6	Pierwsza wersja aplikacji na system Android	25
6.1	Graficzne przedstawienie danych	25
6.2	Wejście audio	25
6.2.1	Dostępne klasy	26
6.2.2	Tworzenie obiektu	26
6.2.3	Wielowątkowość	26
6.2.4	Błędne założenia i testy	27
7	Część cyfrowa	29
7.1	Mikrokontroler	29
7.1.1	ADC - konfiguracja i parametry	31
7.1.2	USART - konfiguracja i parametry	32

7.1.3	Timer i wewnętrzne przerwanie	33
7.2	Moduł Bluetooth	34
8	Druga aplikacja na system Android	37
8.1	Graficzne przedstawienie danych	37
8.2	Pakiet Bluetooth	37
8.3	Opis działania aplikacji	38
9	Wykrywanie arytmii	39
9.1	Zaburzenia pracy serca	39
9.2	Wykrywanie nieregularności	39
9.3	Działanie stworzonego algorytmu	40
10	Osiągnięte rezultaty	43
10.0.1	Zrealizowane elementy	43
10.1	Przeprowadzone testy	43
11	Bibliografia	45

Rozdział 1

Cel i założenia pracy

Celem pracy inżynierskiej jest zaprojektowanie przenośnego "Holtera" do zdarzeniowego rejestrowania incydentów arytmii serca. Stworzone urządzenie ma składać się z części pomiarowej umożliwiającej pomiar elektrycznej aktywności serca komunikującej się z telefonem komórkowym działającym na systemie operacyjnym Android. W ramach projektu zakłada się opracowanie aplikacji umożliwiającej zapis odebranych danych jak również graficzne przedstawienie sygnału EKG w czasie rzeczywistym. Zapisane dane mogą być następnie przetwarzane w pakiecie Matlab. Będzie to miało na celu analizę sygnału oraz ułatwienie użytkownikowi wykrycia nieregularności m. in takich jak przedwczesne skurcze komorowe.

Jednym z głównych założeń projektu jest bezpieczeństwo użytkowania ze względu na które przyrząd powinien współpracować tylko z urządzeniami zasilanymi bateryjnie. Stworzone urządzenie powinno posiadać możliwie najmniejsze wymiary umożliwiające schowanie go do kieszeni i rejestrowanie pracy serca podczas wykonywania codziennych, nie wymagających wysiłku czynności. Biorąc pod uwagę, że urządzenie ma służyć tylko i wyłącznie do monitoringu i nie może być podstawą do postawienia lekarskiej diagnozy zdecydowano, że będzie ono jednoodprowadzeniowe - pomiar będzie pochodził z dwóch elektrod.

Rozdział 2

Wprowadzenie

2.1 Choroby układu krążenia - statystyki

Według danych z 2015 roku opracowanych przez Europejski Urząd Statystyczny Eurostat choroby układu krążenia są główną przyczyną zgonów w Unii Europejskiej i są odpowiedzialne za prawie 2 miliony zgonów rocznie (37,9% wszystkich zgonów). Zauważalnie przewyższa to drugą, najczęstszą przyczynę - raka (25,8%) [1]. W Polsce procent zgonów związanych z chorobami kardiologicznymi przewyższa poziom europejski i wynosi 46% wszystkich zgonów według danych Głównego Urzędu Statystycznego z 2015 roku [2].

Mimo, iż choroby serca kojarzone są głównie z osobami starszymi schorzenia te dotyczą również osób młodych, a nawet dzieci. Czynniki takie jak zła dieta, brak aktywności fizycznej lub palenie papierosów mają znaczący wpływ na pracę układu krwionośnego u osób poniżej 20 roku życia. Według danych podanych przez kampanię społeczną "Dbaj o serce" w 2014r ponad 20% chłopców i dziewcząt w ostatnich klasach szkoły podstawowej ma nadwagę lub jest otyłym. Około 20% uczniów nie uczestniczy w zajęciach wychowania fizycznego i podobny procent spędza przed komputerem ponad 4 godziny dziennie. Czynniki te sprawiają, że coraz więcej młodych osób ma problemy z układem krążenia. Dzieci prowadzące mało aktywny tryb życia są 5-6 razy bardziej narażone na choroby serca już przed ukończeniem 20 roku życia [3].

W roku 2013 liczba pacjentów cierpiących na choroby układu krążenia wypisanych ze szpitali wynosiła w Europie 11,1 miliona [1]. Dane Światowej Organizacji Zdrowia WHO pokazują, że 3/4 wszystkich zgonów będących konsekwencją chorób układu krążenia występuje w krajach o niskim i średnim dochodzie. Jest to związane z brakiem lub słabym dostępem do służby zdrowia i późną wykrywalnością takich chorób [4].

Przenośne urządzenia kardiograficzne mogą przyczynić się do zwiększenia wczesnej wykrywalności chorób układu krążenia lub monitorowania przebiegu choroby gdy ta została już wykryta.

2.2 Opis dostępnych urządzeń

Na rynku dostępnych jest wiele urządzeń pełniących funkcję przenośnego EKG jednak ich cena wynosi od kilkuset do kilku tysięcy złotych. Do takich aparatów należy m.in EKG ME 80 firmy Beurer. Jest to przyrząd pozwalający na pomiar jednokanałowego EKG i zapis danych w pamięci urządzenia. Innym urządzeniem tego typu jest EKG PC80B firmy Creative Medical. Urządzenie również pozwala na pomiar 1-kanałowego EKG oraz na wyświetlanie wyników na wyświetlaczu. Model ten ma możliwość zapisu danych w

telefonie za pomocą technologii Bluetooth. Cena w pierwszym przypadku wynosi ok. 600 zł w drugim ponad 1000 zł. Używane w placówkach kardiologicznych 3- lub 12-kanalowe holtery EKG posiadają lepsze parametry rejestrowania sygnału lecz ich koszt to wydatek rzędu kilku tysięcy złotych. Odnosząc się do tego, że największa liczba zgonów będących konsekwencją chorób układu krążeniowego występuje w krajach mniej zamożnych, można przyjąć ceny takich urządzeń za wysokie.

2.3 Możliwe zastosowania tworzonego urządzenia

Powszechność chorób układu krążenia oraz to, że coraz częściej dotyczą one osób młodych może stwarzać zapotrzebowanie na proste i niedrogiego urządzenia do pomiaru EKG pozwalającego na zapis, wyświetlanie i analizę sygnału. Urządzenie takie pozwoli na zwiększenie wczesnej wykrywalności chorób serca. Alternatywną opcją wykorzystania danego urządzenia jest możliwość stałego monitorowania osób starszych lub przewlekle chorych.

Rozdział 3

Elektrokardiografia - rys historyczny i powstawanie sygnału

3.1 Początki elektrokardiografii

Pierwsze zapisy elektrycznej aktywności ludzkiego serca odbyły się w 1887r. gdy Augustus Waller jako pierwszy zmierzył aktywność serca człowieka [5]. Prekursorem elektrokardiografii jaką znamy obecnie jest laureat nagrody Nobla Willem Einthoven, który udoskonalił używane wcześniej urządzenia pomiarowe oraz wprowadził terminologię, która w stosowana jest do dzisiaj. Używane obecnie oznaczenia załameków PQRST zastąpiły używane ówczesznie litery ABCD po zaproponowaniu przez Einthovena matematycznej formuły poprawiającej kształt uzyskiwanej podczas pomiarów krzywej [6]. Galwanometr jego konstrukcji z 1901r., znaczenie dokładniejszy niż używane do tej pory, uznaje się za pierwszy wiarygodny elektrokardiograf. Einthoven zaproponował trzy standardowe odprowadzenia I, II, III i w 1912 r. przy ich pomocy wyznaczył tzw. „trójkąt Einthovena” dla rozmieszczenia elektrod.

3.2 Fazy PQRST i powstawanie sygnału

Elektrokardiografia metodą obserwowania zmian potencjału elektrycznego powstającego podczas pracy ludzkiego serca. Elektrokardiogram jest graficznym zapisem tych zmian. Źródłem energii elektrycznej jest w tym przypadku metabolizm komórki mięśnia sercowego a obserwowane przez nas zmiany potencjału są sumą zjawisk elektrycznych wszystkich komórek mięśnia sercowego.

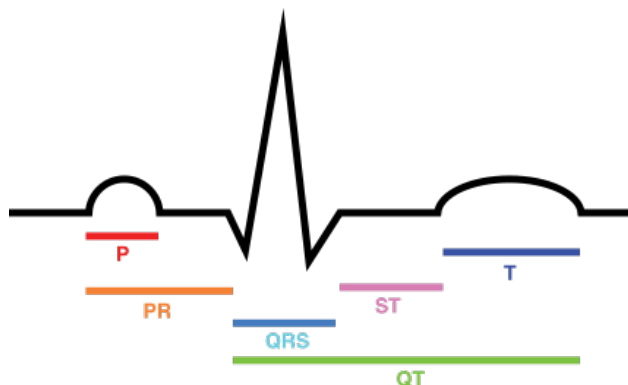
Wykres EKG, schematycznie przedstawiony na rysunku 3.1 zawiera następujące elementy:

- **linia izoelektryczna** - pozioma linia obserwowana, gdy w sercu nie występują pobudzenia,
- **załamki** - wychylenia w stosunku do poziomemu linii izoelektrycznej,
- **odcinki** - czas trwania linii izoelektrycznej występującej między załamkami,
- **odstęp** - czas trwania odcinków wraz z sąsiadującym z nim załamkiem.

Kolejność występujących po sobie poszczególnych faz wygląda następująco [7]:

- **załamek P** występuje podczas depolaryzacji mięśnia przedsionków,

- **zespół QRS** jest wynikiem depolaryzacji mięśnia komór i składa się z trzech załamków oznaczonych literami Q,R,S. Pierwszy ujemny załamek oznaczony litera Q często jest nieobecny,
- **odcinek ST** to początkowa faza repolaryzacji mięśnia komór,
- **załamek T** występuje, gdy mięsień komór jest w końcowej fazie repolaryzacji.



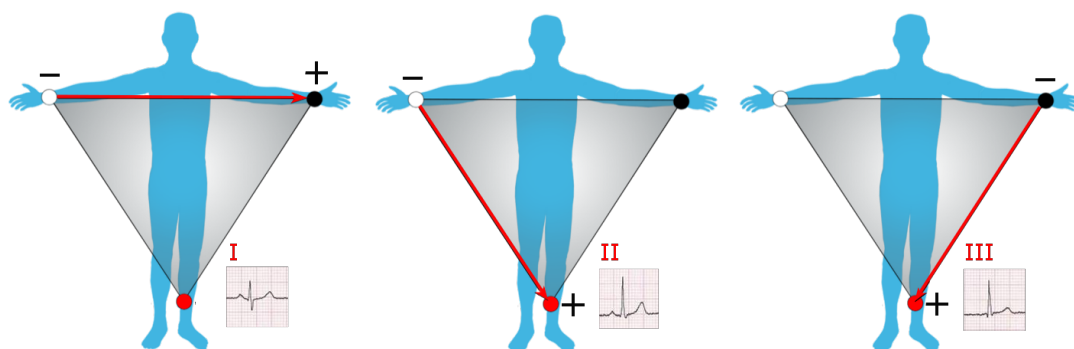
Rysunek 3.1: Poszczególne fazy elektrycznej aktywności serca [źródło: [8]]

3.3 Odprowadzenia

Poprzez odprowadzenie elektrokardiografu rozumie się mierzoną różnicę potencjału między elektrodami. Standardowe EKG wykonywane w szpitalach składa się z 12 odprowadzeń i używa się do niego 10 elektrod, które są końcowymi elementami urządzenia pomiarowego zbierającymi ładunek elektryczny z powierzchni skóry pacjenta.

Rozróżnia się trzy grupy odprowadzeń:

- 3 kończynowe Einthovena oznaczane jako I, II i III,
- 3 kończynowe w modyfikacji Goldberga oznaczane jako aVR, aVL, aVF,
- 6 przedsercowych Wilsona oznaczane jako V1, V2, V3, V4, V5, V6.



Rysunek 3.2: Odprowadzenia kończynowe I, II i III [źródło: [8]]

Pierwsze trzy(3.2) odnoszą się do różnicy potencjałów między elektrodami znajdującymi się na lewej i prawej ręce, lewej ręce i lewej nodze oraz prawej ręce i lewej nodze [7]. Trzy kolejne opierają się na pomiarach z tych samych elektrod, jednak jako ujemny biegun obierana jest wartość potencjału otrzymana jako kombinacja wejść z dwóch pozostałych elektrod(modyfikacja Goldberga). Pozostałych sześć odprowadzeń odnosi się do różnicy potencjałów między elektrodami umiejscowionymi wokół serca oraz elektrody obojętnej (elektroda Wilsona).

Urządzenie powstające w ramach pracy inżynierskiej będzie opierało się na pomiarach z odprowadzenia I między lewym a prawym przedramieniem. Jest to wystarczające dla urządzenia powstającego w celach monitoringu i powinno pozwolić na realizację zamierzonych celów.

Rozdział 4

Koncepcja urządzenia

Projektowane urządzenie ma służyć do rejestracji elektrycznej aktywności serca oraz komunikować się z urządzeniem działającym na systemie Android. Część pomiarowa powinna być bezpieczna dla użytkownika, zapewniać na swoim wyjściu niezakłócony sygnał elektrokardiograficzny pochodzący z jednego odprowadzenia. Aparat powinien być możliwie mały i przenośny, pozwalając na korzystanie z urządzenia podczas wykonywania codziennych czynności. W pierwotnym założeniu komunikacja urządzenie-telefon miała następować poprzez kabel audio podpięty do wejścia słuchawkowego telefonu. Takie rozwiązanie powinno pozwolić na zmniejszenie rozmiarów urządzenia i zużycia energii zarówno przez urządzenie jak i przez telefon. Podczas testów okazało się jednak, że telefon komórkowy nie jest zdolny do rejestrowania częstotliwości mniejszych niż 150 [Hz]. Wymusiło to zmianę podejścia do problemu i narzuciło potrzebę zaprojektowania cyfrowej części układu zawierającej mikrokontroler z przetwornikiem ADC i modulem Bluetooth. Część cyfrowa powinna zapewniać próbkowanie sygnału 200 [Hz]. Wartość taka będzie wystarczająca dla urządzenia pracującego w trybie monitoringu. Rejestrator zbudowano w oparciu o schematy przedstawione na rysunkach 4.1 oraz 5.3.



Rysunek 4.1: Schemat blokowy rejestratora sygnałów elektordiagnostycznych [źródło: opracowane na bazie [9]]

Oprogramowanie na platformę Android powinno pozwolić na komunikację z urządzeniem, posiadać opcję zapisu danych do pliku oraz wizualizować dane w czasie rzeczywistym.

Rozdział 5

Część analogowa

5.1 Wzmacniacz pomiarowy

Sygnały bioelektryczne posiadają zazwyczaj bardzo małe wartości. Napięcia powstające na skórze człowieka związane z elektryczną aktywnością serca mieszczą się w zakresie 0.05 – 5mV.

nazwa sygnału	zakres amplitudy	zakres częstotliwości
elektrokardiogram	0,5-5 [mV]	0,05 - 250 [Hz]
elektroencefalogram	2 - 100 [μ V]	0,5 - 100 [Hz]
elektromiogram	0,05 - 10 [mV]	5 [Hz] - 10 [kHz]

Tabela 5.1: Wybrane charakterystyczne własności amplitudowo-pasmowe biopotencjałów [źródło: opracowane na bazie [9]]

Tak małe wartości sprawiają, że niezbędne jest odpowiednie wzmocnienie sygnału aby możliwa była jego rejestracja i późniejsza analiza. Narzędziem umożliwiającym wzmocnienie sygnału rzędu mV występującym na tle znacznie przewyższającego go napięcia wspólnego jest wzmacniacz pomiarowy. Wzmacniacz tego rodzaju jest układem złożonym z kilku wzmacniaczy operacyjnych. Schemat takiego układu widoczny jest na rysunku 5.1.

W takim układzie dwa pierwsze wzmacniacze pełnią rolę bufora sygnału. Takie rozwiązanie zapewnia nam dużą impedancję wejściową, co sprawia, że układ taki doskonale nadaje się do celów pomiarowych gdyż swoim działaniem nie zakłóca mierzonej wartości. Rezystor R_{gain} reguluje wzmocnienie. Im większa jest jego rezystancja, tym wzmocnienie jest mniejsze. Prawa strona układu działa natomiast jak wzmacniacz operacyjny w konfiguracji nieodwracającej. Wzmocnienie sygnału różnicowego takiego układu opisuje się wzorem [10]:

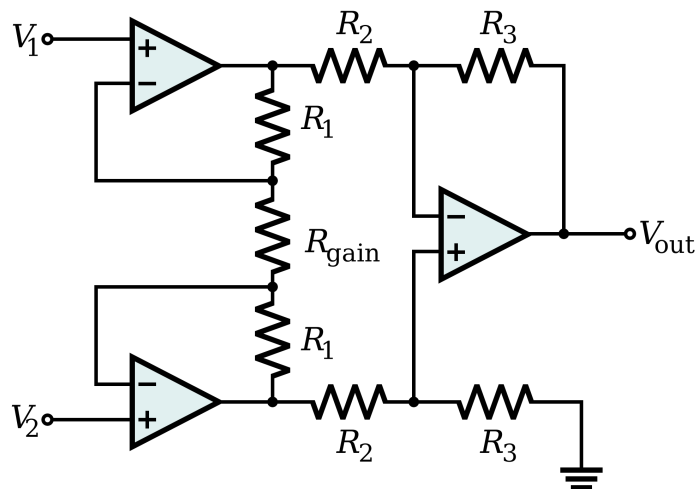
$$G = 1 + \frac{R_1}{R_{gain}}$$

gdzie:

G - wzmocnienie sygnału różnicowego

R_1, R_{gain} - wartości rezystorów widocznych na rysunku 5.1

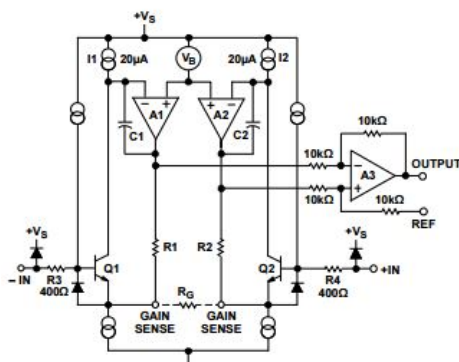
W wykonywanym w ramach pracy inżynierskiej urządzeniu zastosowano wzmacniacz pomiarowy w formie układu scalonego AD620 firmy Analog Devices. Posiada on parametry spełniające wymagania tworzonego urządzenia [11]:



Rysunek 5.1: Schemat wzmacniacza operacyjnego [źródło: [8]]

- $50 \mu\text{V}$ max napięcie niezrównoważenia,
- wysokie współczynniki tłumienia sygnału wspólnego CMRR,
- wysoka rezystancja wejściowa,
- szerokie napięcie zasilania,
- niski pobór energii.

Innym wzmacniaczem brany pod uwagę był wzmacniacz INA128. Posiada on podobne parametry jednak cena tego układu jest znacznie wyższa.



Rysunek 5.2: Schemat wzmacniacza operacyjnego [źródło: [11]]

Z dokumentacji układu AD620 [11] możemy dowiedzieć się, że układ ten oparty jest na typowej konfiguracji wzmacniacz pomiarowego składającej się z trzech wzmacniaczy operacyjnych (rysunek 5.2). Niskie napięcie niezrównoważenia decyduje o tym, czy napięcia mierzone w układzie będą widoczne na wyjściu wzmacniacza. Wysoka rezystancja wejściowa sprawia, że działanie układu pomiarowego nie będzie miało wpływu na pomiar. Zaletą AD620 jest również niski pobór energii biorąc pod uwagę, że tworzone urządzenie zasilane jest bateryjnie.

Wzmocnienie układu podane w notce aplikacyjnej układu opisane jest wzorem:

$$G = \frac{49,4k\Omega}{R_{gain}} + 1$$

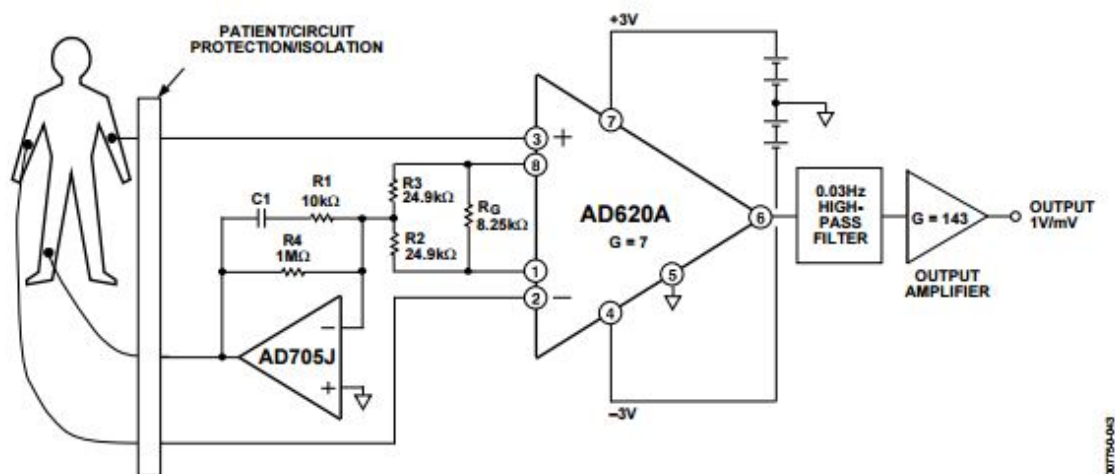
gdzie:

G - wzmacnienie

R_{gain} - wartość rezystora odpowiedzialnego za wzmacnienie (rysunek 5.1)

Dla użytej w projekcie wartości rezystora $R_{gain} = 300\Omega$ uzyskane wzmacnienie wyniosło $G = 164,67$.

W nocie katalogowej producent układu zamieszcza informację o tym, że układ nadaje się do pomiaru elektrycznej aktywności serca jak również zamieszcza przykładowy schemat takiego urządzenia (5.3). Schemat ten jest bazą dla dalszej budowy układu pomiarowego.



Rysunek 5.3: Przykład zastosowania wzmacniacza AD620 [źródło: [11]]

5.2 Elektrody

Urządzenie pomiarowe rejestruje zmiany potencjału na skórze badanego. Jako przewodnika między urządzeniem, a badanym należy użyć elektrod. W ramach pracy inżynierskiej wykorzystywane były elektrody żelowe. Elektrody tego rodzaju nie są powszechnie używane w pomiarach elektrokardiograficznych i zostały zakupione bez pewności, że spełnią oczekiwania. Zamówiony produkt jest wymienną częścią masażera, który łagodzi bóle mięśniowe poprzez elektryczną stymulację. Powodem, dla którego zostały one zakupione była możliwość ich wielokrotnego użytkowania, bardzo istotna przy prototypowaniu urządzenia. Elektrody zakupione zostały wraz z kablem potrzebnym do ich podłączenia, który został przerobiony odpowiednio, aby pasował do wejścia tworzonego układu pomiarowego. Elektrody spełniły swoje zadanie - podczas pracy nad urządzeniem były wielokrotnie zakładane i zdejmowane nadal zachowały swoje właściwości. W wypadku gdy przestawały dobrze przylegać do skóry wystarczyło przemyć je wodą aby zwiększyć ich lepkość. Wadą elektrod tego typu jest lepkość niewystarczająca do utrzymania elektrod na powierzchni skóry przy dłuższym czasie użytkowania lub poruszaniu się osoby badanej.

Dla badania długookresowego zdecydowanie lepiej sprawdzą się elektrody jednorazowe, Ag/AgCl widoczne na rysunku 5.4, używane przy badaniach EKG. Elektrody tego typu przeznaczone są do prób wysiłkowych i długoterminowego monitorowania oraz dobrze przylegają do skóry mimo pocenia się.

Połączenie elektrod z urządzeniem zrealizowane jest poprzez ekranowany przewód zakończony złączem typu Jack 3,5mm. Złącze to sprawdza się w przenośnych urządzeniach audio przekazując sygnał bez zakłóceń przy poruszaniu wtyczką. Złącze jest elastyczne i nie wypada z gniazda podczas użytkowania.



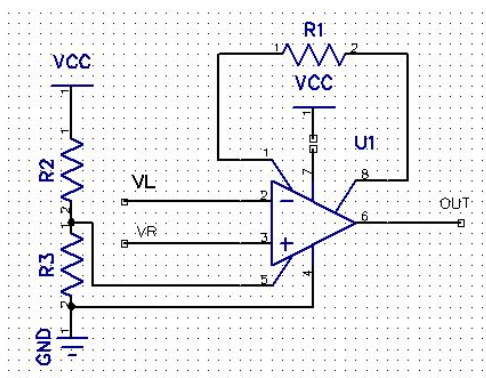
Rysunek 5.4: Używane elektrody [źródło: [8]]

Dużym ułatwieniem było to, że zarówno elektrody żelowe jak i jednorazowe posiadały takie samo wyprowadzenie. Niezależnie od wybranej metody, przed przyczepieniem elektrod skórę należy odtłuścić. Przetarcie skóry wacikiem z alkoholem powinno być wystarczające.

Układ zabezpieczony jest przed pojawieniem się znacznych napięć wejściowych. W tym celu równolegle do wejścia układu dołączone zostały diody półprzewodnikowe połączone równolegle-przeciwsobnie. Zabezpieczają one przed pojawieniem się na wejściu układu napięć powyżej 0,7 [V].

5.3 Pierwsze pomiary

Pierwsze pomiary zostały wykonane przy minimalnym podłączeniu urządzenia widocznym na schemacie 5.5. Takie połączenie wzmacniacza pomiarowego nie pozwala na dobrą pracę układu, a użycie dzielnika napięciowego jako źródła napięcia referencyjnego pogarsza parametr CMRR wzmacniacza, jednak nawet przy tak podpiętym układzie zaobserwowano aktywność elektryczną serca.

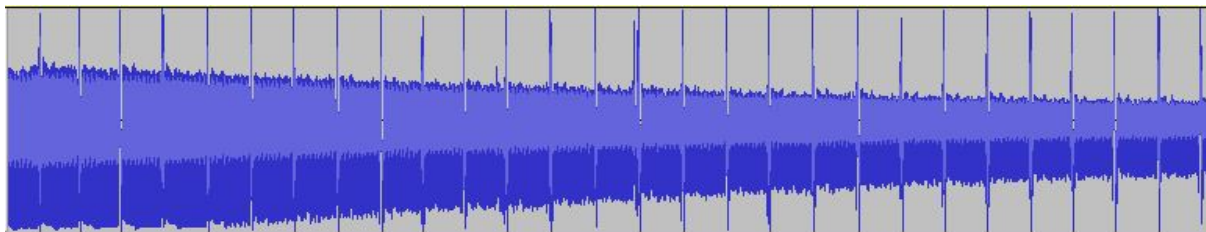


Rysunek 5.5: Schemat podpięcia układu podczas pierwszego pomiaru

We wczesnych próbach w celu zabezpieczenia komputera przed uszkodzeniem używana była zewnętrzna karta dźwiękowa podpinana przez port USB. Wyjście urządzenia pomiarowego podpięte zostało do wejścia mikrofonowego zewnętrznej karty dźwiękowej. Podczas nagrywania komputer zasilany był bateryjnie.

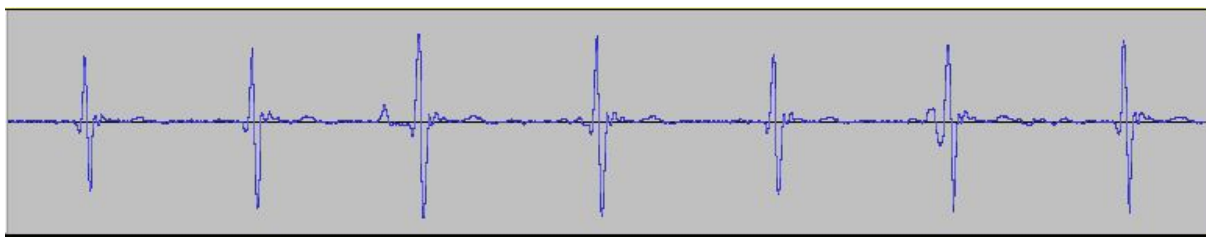
Sygnał EKG traktowany był jak sygnał audio i do jego rejestracji użyty został program służący do edycji plików dźwiękowych Audacity działający na licencji GPL. Daje on

możliwość rejestracji, edycji (w szczególności zastosowania filtrów dolnoprzepustowych) i wizualizacji sygnału audio.



Rysunek 5.6: Wyniki pierwszego pomiaru aktywności serca

Pierwsze rezultaty widoczne są na zdjęciu 5.6. Mimo dużego zaszumienia i niewidocznych załamków P oraz T można zaobserwować załamek QRS. Oznacza to, że układ jest zdolny do badania aktywności serca. Biorąc pod uwagę, że największa ilość zakłóceń pochodziła z sieci elektrycznej zastosowany został cyfrowy filtr dolnoprzepustowy o tłumieniu 48 [dB] na dekadę i częstotliwości odcięcia 30 [Hz]. Po przeprowadzonej filtracji uzyskany wykres przypomina już oczekiwaną postać (5.7). Widoczna jest linia izoelektryczna utrzymująca się na stałym poziomie jak również załamek T. W niektórych miejscach można również zaobserwować załamek P.



Rysunek 5.7: Wyniki pierwszego pomiaru po filtracji cyfrowej

Z pierwszych prób udało się uzyskać zapis elektrycznej aktywności serca oraz zauważyć, jak duży wpływ na pomiar mają zakłócenia.

5.4 Zakłócenia

Podczas pierwszych prób sygnał pochodzący z serca odbierany przez elektrody jest bardzo zaszumiony. Pomiar dokonywany jest poprzez elektrody znajdujące się na skórze, które zbierają sygnał jak również zakłócenia, do których zaliczyć można:

- drgania mięśni,
- zaburzenia spowodowane kontaktem elektrody z ciałem,
- szum sieciowy o wartości 50 [Hz],
- ruch związany z oddychaniem.

Elementy te należało uwzględnić podczas konstruowania urządzenia pomiarowego. Analizując zakłócenia mogące wpływać na pomiar elektrokardiograficzny istotne jest poznanie ich częstotliwości jak i częstotliwości samego sygnału. Częstotliwości składowe poszczególnych załamków wynoszą [12]:

- załamek P: 0.67 - 5 [Hz],
- odcinek QRS: 10 - 50 [Hz],
- załamek T: 1-7 [Hz].

Podczas pracy serca występują również częstotliwości wyższe mieszczące się w zakresie od 100 do 500 [Hz]. Częstotliwości zakłóceń mających największy wpływ na pomiar wynoszą:

- drgania mięśni: 5-50 [Hz],
- związane z oddychaniem: 0.12 - 0.5 [Hz],
- szum sieciowy: 50 [Hz].

Częstotliwości nie wchodzące w zakres sygnałów pochodzących z serca można ograniczać filtrami sprzętowymi. Częstotliwości zakłóceń spowodowanych drganiami mięśni pokrywają się z sygnałem pochodzącym z serca i nie można ich filtrować.

Zakłócenia występujące na obu elektrodach mają charakter sygnału wspólnego (common-mode signal) i mogą być filtrowane tzw. sterowaniem na prawą nogę.

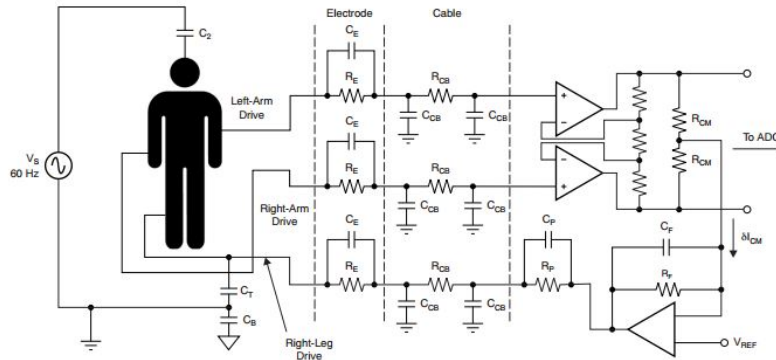
5.4.1 Tryb monitoringu i diagnostyczny

Zastosowanie filtrów w układzie pomiarowym może negatywnie wpłynąć na kształt uzyskiwanego wykresu. Filtr dolnoprzepustowy o częstotliwości odcięcia 30 [Hz] może sprawić, że amplituda odcinka QRS ulegnie zniekształceniu. Przy użyciu filtra o wyższej częstotliwości progowej zakłócenia indukowane przez sieć elektryczną nie będą dostatecznie filtrowane. Z tego powodu dostępne na rynku urządzenia zazwyczaj posiadają dwa tryby pracy - diagnostyczny i monitoringu [13]. Tryb monitoringu mieści się w zakresie 0,5 - 40 [Hz] natomiast diagnostyczny w przedziale 0,05 - 100 [Hz]. Węższy zakres przenoszonych częstotliwości sprawia, że urządzenie jest bardziej odporne na zakłócenia kosztem dokładności badania. W przypadkach gdzie potrzebny jest nieznkształcony przebieg odcinka QRS używany jest tryb diagnostyczny, którym używane są inne mechanizmy filtrowania zakłóceń sieciowych. Biorąc pod uwagę, że projektowane urządzenie nie będzie służyło do stawienia diagnozy dla pacjenta, a jedynie ma umożliwić monitoring pracy serca, będzie ono pracowało w zakresie częstotliwości mieszczącym się między 0,5 a 30 [Hz].

5.5 Sterowanie na prawą nogę

Tłumienie sygnału wspólnego jest jednym z najważniejszych parametrów wzmacniaczy pomiarowych używanych w systemach rejestrujących elektryczną aktywność serca. Współczynnik tłumienia sygnału wspólnego informuje nas o o stopniu w jakim sygnały o tej samej fazie podawane na wejście różnicowe wzmacniacza są niwelowane. Tłumienie sygnału wspólnego pozwala uzyskać sygnał elektrokardiograficzny o znacznie mniejszym zakłóceniu. Źródłem sygnału wspólnego najczęściej są zakłócenia pochodzące z sieci elektrycznej. Do poprawienia tego parametru stosuje się rozwiązanie polegające na dodaniu do układu trzeciej elektrody będącej wyjściem wzmacniacza odwracającego sygnał wspólny. Praktyka taka nazywana jest sterowaniem na prawą nogę [14].

Na schemacie 5.8 sygnał wspólny uzyskiwany jest z pomiędzy dwóch resystorów R_{cm} . W używanym w ramach projektu układzie scalonym AD620 nie jest to możliwe. W celu



Rysunek 5.8: Sterowanie na prawą nogę [źródło:[14]]

uzyskania sygnału wspólnego w zastawosnym układzie istnieją możliwość wyprowadzenia go z R_{gain} zgodnie ze schematem 5.3.

Rozwiązanie takie pozwala znacznie zredukować występujące szумы oraz polepszyć jakość uzyskiwanego sygnału elektrokardiograficznego.

5.6 Filtr dolno- i górnoprzepustowy

"Filtry częstotliwościowe w torze sygnałowym rejestratora służą poprawie stosunku sygnału do zakłóceń przy założeniu rozłączności pasm częstotliwościowych" [9]. Wprowadzenie filtrów do układu pomiarowego może skutkować zniekształceniem sygnału a przez to zubożeniem informacji w nim zawartej. Filtrację taką można przeprowadzić za pomocą elementów pasywnych RC oraz wzmacniaczy operacyjnych. Filtry takie nazywane są filtrami aktywnymi ze względu na energię wprowadzaną do układu poprzez użyty wzmacniacz. Poza eliminowaniem niepożądanych częstotliwości pozwalają również na wzmocnienie sygnału na swoim wyjściu. Projektowane urządzenie będzie pracować w przedziale od 0,5 [Hz] do 30 [Hz], przez co konieczne jest zastosowanie jednego filtra górnoprzepustowego i jednego dolnoprzepustowego o elementach dobranych tak, aby częstotliwości odcięcia pokrywały się z częstotliwościami granicznymi przedziału pracy urządzenia. W urządzeniu zastosowane zostały filtry I rzędu.

Aktywny filtr dolnoprzepustowy o częstotliwości odcięcia 30 [Hz] ma na celu filtrowanie zakłóceń takich jak te pochodzące z drgań mięśni i zakłóceń z sieci elektrycznej. Niepożądanym efektem zastosowania takiego filtra jest wpływ na odcinek QRS, który może ulec zniekształceniu. W celu dobrania wartości elementów użyto wzoru [15]:

$$f_g = \frac{1}{2\pi RC}$$

gdzie:

f_g - częstotliwość graniczna filtra

R - wartość rezystora

C - wartość kondensatora

Zakładając częstotliwość odcięcia 30 [Hz] oraz pojemność kondensatora równą 1 [μF] otrzymano wartość równą 5307,9 Ω . Wartość ta nie należy do szeregu E24 dostępnych rezystorów i została zaokrąglona do najbliższej dostępnej 5,1k Ω . Dla tak dobranych elementów częstotliwość graniczna filtra wynosi: 31,2 [Hz].

Aktywny filtr górnoprzepustowy o częstotliwości odcięcia 0,5 [Hz] pozwala na wyeliminowanie zakłóceń związanych z ruchem klatki piersiowej podczas oddychania. Dobranie

zbyt wysokiej częstotliwości granicznej mogło by wpływać na załamki P i T widoczne na elektrokardiogramie. Wzór na częstotliwość odcięcia filtra górnoprzepustowego ma taką samą postać jak wzór dla filtra dolnoprzepustowego. Procedura doboru elementów przebiegała analogicznie jak dla filtra dolnoprzepustowego. Dla dobranych elementów pasywnych $R = 330[k\Omega]$ oraz $C = 1[\mu F]$ finalna częstotliwość graniczna wynosi: 0,48 [Hz]. Schemat zaprojektowanych filtrów widoczny jest na rysunku 5.9. Jako wzmacniacz operacyjny w układzie filtrów użyty został model LM324. Wyjściowy filtr górnoprzepustowy działa również w układzie wzmacniacza nieodwracającego wzmacniającego sygnał pochodzący z serca. Wzmocnienie w takim wzmacniaczu opisane jest wzorem [10]:

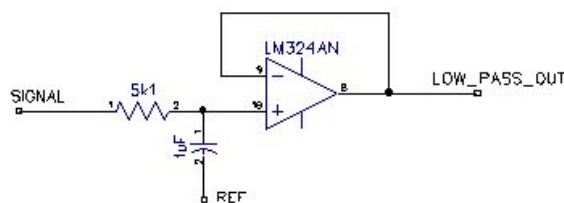
$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

gdzie:

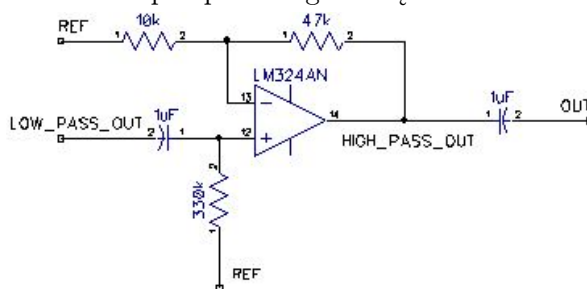
G - wzmocnienie

R_1, R_2 - wartości rezystorów widocznych na rysunku 5.9b

i w tym przypadku wynosi 5,7.



(a) Schemat filtra dolnoprzepustowego o częstotliwości odcięcia 31,2 [Hz]



(b) Schemat filtra górnoprzepustowego o progu odcięcia 0,48 [Hz]

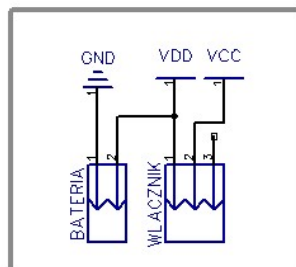
Rysunek 5.9: Schematy filtrów użytych w układzie pomiarowym

5.7 Eliminacja składowej stałej

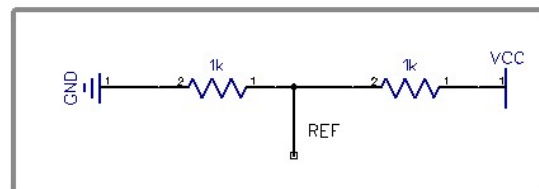
Na wyjściu z filtra pomiar obarczony jest pewną składową stałą o napięciu równym V_{ref} . Składowa ta powinna zostać odfiltrowana aby na wyjściu urządzenia widoczny był tylko sygnał pochodzący z serca. Eliminacja składowej stałej odbywa się poprzez kondensator ceramiczny o pojemności 1 [mF] (rysunek 5.9b).

5.8 Schemat projektowanego układu

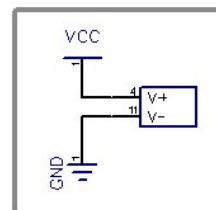
BATERIA I WLACZNIK



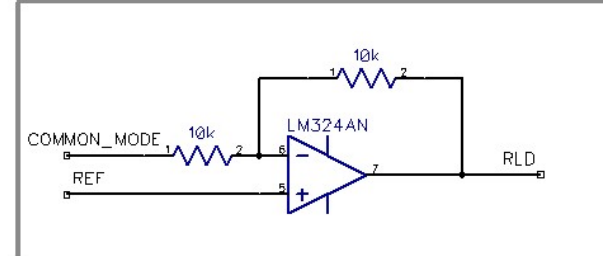
NAPIECIE ODNIESIENIA



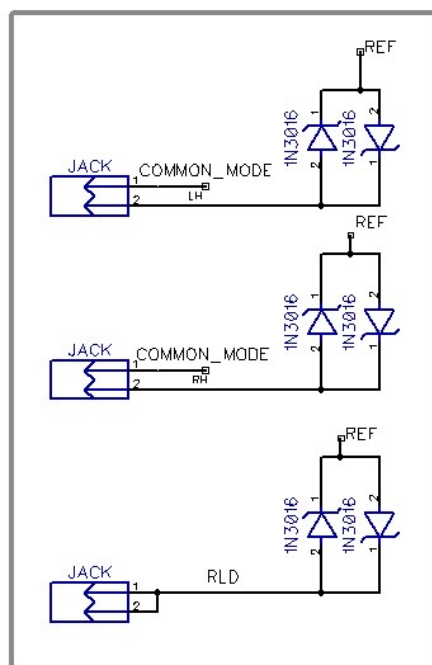
ZASILANIE LM324



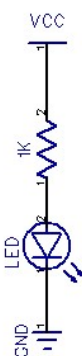
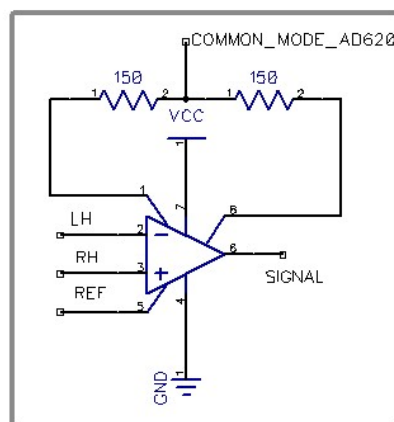
WZMACNIACZ ODWRACAJACY RLD



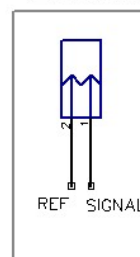
ELEKTRODY



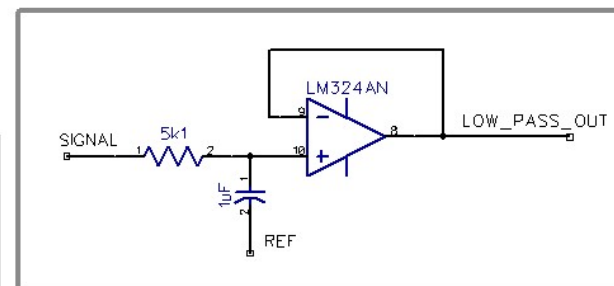
WZMACNIACZ INSTRUMENTALNY ZASILANIE LED



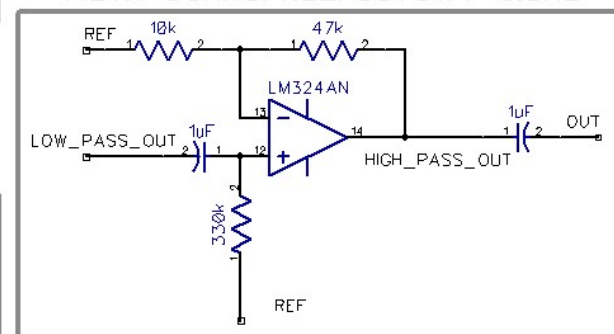
SYGNAŁ



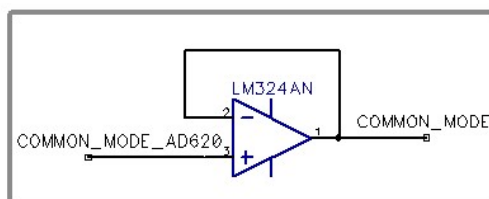
FILTR DOLNOPRZEPUSTOWY 30HZ



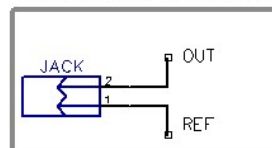
FILTR GORNOPRZEPUSTOWY 0.5HZ



WTORNIK NAPIECIOWY SYGNAŁU WSPOLNEGO



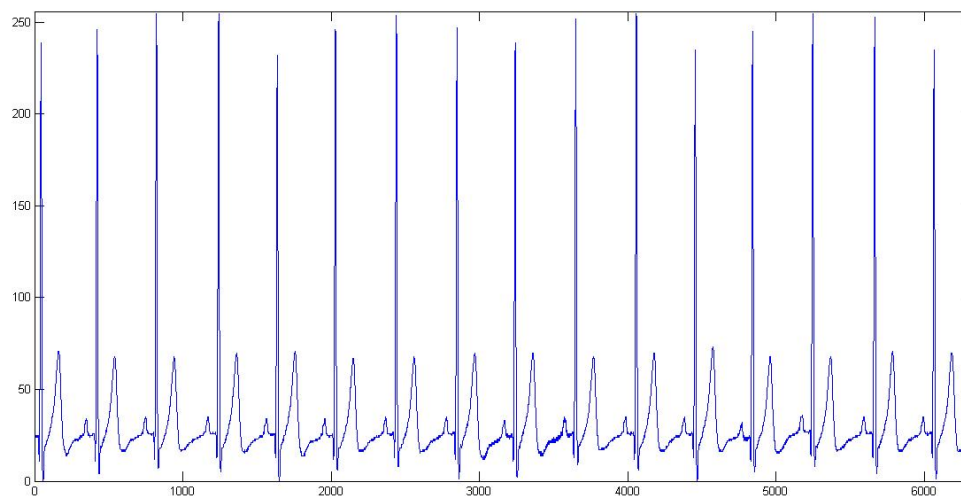
WYJSCIE UKŁADU



Rysunek 5.10: Schemat części analogowej układu

5.9 Efekt końcowy i uzyskane wyniki

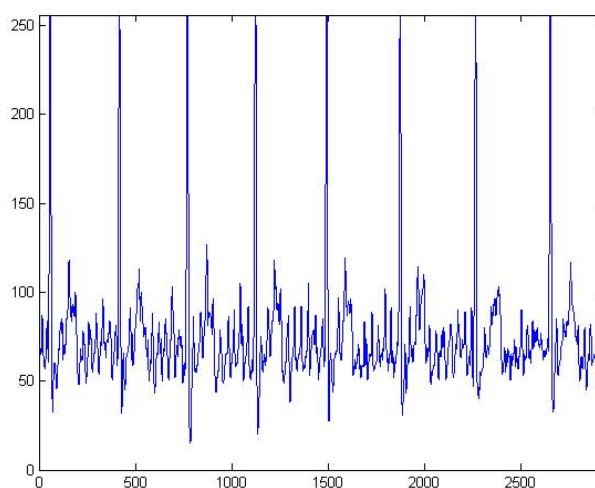
Uzyskane wyniki widoczne są na rysunku 5.11. Można zauważyć, że sygnał jest powtarzalny oraz to, że wyeliminowane zostały zakłócenia uniemożliwiające odczytanie wykresu. Widoczne są wszystkie załamki PQIRST oraz wyróżnić można linię izoelektryczną.



Rysunek 5.11: Działanie skonstruowanego urządzenia pomiarowego

5.9.1 Zakłócenia - efekty

Na rysunku 5.11 widać, że zakłócenia pochodzące z sieci elektrycznej są zniwelowane, a użycie filtrów nie spowodowało zniekształcenia sygnału uniemożliwiającego jego interpretację. Zakłócenia powstające na skutek drgań mięśni nie zostały wyeliminowane, ponieważ ich pasmo pokrywa się z pasmem sygnału. Wpływ tych zakłóceń na otrzymany pomiar widoczny jest na rysunku 5.12.



Rysunek 5.12: Wpływ drgań mięśni klatki piersiowej na pomiar

5.9.2 Utrudnione prototypowanie

Prototypowanie układu części pomiarowej było źródłem wielu problemów. Tworzony układ jest bardzo czuły na zakłócenia. Montowanie układu na płytce stykowej generowało zakłócenia uniemożliwiające testowanie układu. Układ działający na zaprojektowanej płytce PCB z elementami w obudowach SMD daje o wiele lepsze rezultaty i jest mniej podatny na zakłócenia. Praca w układem zmontowanym na płytce PCB utrudniała wymianę elementów w celu np. dobrania odpowiedniego wzmocnienia układu.

Rozdział 6

Pierwsza wersja aplikacji na system Android

Istotną częścią pracy inżynierskiej było stworzenie oprogramowania zapewniającego użytkownikowi graficzne przedstawienie danych pomiarowych w czasie rzeczywistym oraz pozwalającego na zapis pomiaru do pliku. Aplikacja została napisana w języku Java w zintegrowanym środowisku programistycznym stworzonym na potrzeby rozwoju oprogramowania na platformę Android. Pierwsza wersja oprogramowania zakładała, że komunikacja z aparatem pomiarowym będzie następowała poprzez wejście audio.

Aplikacja testowana była na telefonie firmy Samsung. Używany model to Galaxy S4 z wersją systemu Android 5.0.1. Oprogramowanie zostało stworzone w środowisku programistycznym Android Studio dostępnym na licencji Apache 2.0.

6.1 Graficzne przedstawienie danych

Mimo, iż standardowe biblioteki dostarczone przez twórców systemu operacyjnego Android są bardzo rozległe nie posiadają one narzędzia mogącego służyć do graficznego przedstawienia danych w formie wykresu. Dostępne są jednak zewnętrzne biblioteki pozwalające na tworzenie wykresów.

Bibliotekami branymi pod uwagę podczas tworzenia aplikacji były:

- AndroidPlot,
- MPAndroidChart,
- Graph View.

Wszystkie te biblioteki posiadają podobne funkcjonalności. W pierwszej wersji aplikacji użyta została biblioteka Android Plot udostępniona na licencji Apache v2. Zaletami sprawiającymi, że może ona zostać użyta w tworzonej aplikacji jest możliwość rysowania wykresów liniowych oraz wsparcie rysowania wykresów w czasie rzeczywistym.

6.2 Wejście audio

Zgodnie z założeniami komunikacja między telefonem, a aparatem pomiarowym miała następować poprzez wejście audio telefonu. Rozwiązanie takie zostało wybrane ze względu na to, że pozwoliłoby to na zmniejszenie wymiarów aparatu pomiarowego oraz zwiększenie energooszczędności obu współpracujących urządzeń.

6.2.1 Dostępne klasy

Biblioteki dostarczone przez producentów systemu Android [16] pozwalają na używanie peryferiów oraz czujników dostępnych w telefonach. Przy tworzeniu aplikacji pod uwagę brane były dwie klasy

- MediaRecorder,
- AudioRecord.

Obie pozwalają na zapis danych pochodzących z wejść mikrofonowych jednak pierwsza z nich używana jest głównie w przypadku, gdy dane powinny być zapisywane w określonym formacie audio. Klasa AudioRecord pozwala na uzyskanie surowych danych i zapisanie ich do tablicy. Tworzone oprogramowanie nie wymaga zapisu danych do pliku w formacie audio, a uzyskanie dostępu do surowych danych jest dużym ułatwieniem przy tworzeniu wykresu. Przed próbą czytania z wejścia analogowego przez aplikację należało ustawić odpowiednie pozwolenia w pliku AndroidManifest.xml:

```
<uses-permission android:name="android.permission.RECORD_AUDIO" />
```

6.2.2 Tworzenie obiektu

W celu odczytu danych ze strumienia wejściowego audio konieczne było stworzenie obiektu klasy AudioRecord w aktywności odpowiedzialnej za odczyt audio:

```
private AudioRecord recorder = null;
```

Obiekt taki podczas swojej inicjalizacji wymaga podania parametrów audio, z którymi powinien pracować. Zostały one zdefiniowane jako elementy aktywności:

```
private static final int RECORDER_SAMPLERATE = 8000;  
private static final int RECORDER_CHANNELS = AudioFormat.CHANNEL_IN_MONO;  
private static final int RECORDER_AUDIO_ENCODING =  
    AudioFormat.ENCODING_PCM_16BIT;  
int recordBuffer = 0;
```

Ostatni z parametrów określa wielkość bufora, do którego dane zapisywane są podczas odczytu. W celu poprawnego działania wielkość tego bufora nie może być mniejsza od pewnej wartości określonej przez funkcję `getMinBufferSize(int, int, int)`.

```
recordBuffer =  
    AudioRecord.getMinBufferSize(RECORDER_SAMPLERATE, RECORDER_CHANNELS,  
    RECORDER_AUDIO_ENCODING);
```

W celu rozpoczęcia czytania danych z wejścia audio należy wywołać polecenie

```
recorder.startRecording();
```

6.2.3 Wielowątkowość

W przypadku, gdy aplikacja ma za zadanie wykonanie czasochłonnych operacji takich jak pobieranie danych lub zapis do pliku i wykonuje to zadanie w ramach głównego wątku programu graficzny interfejs użytkownika zawiesza się do czasu, gdy zadanie nie zostanie

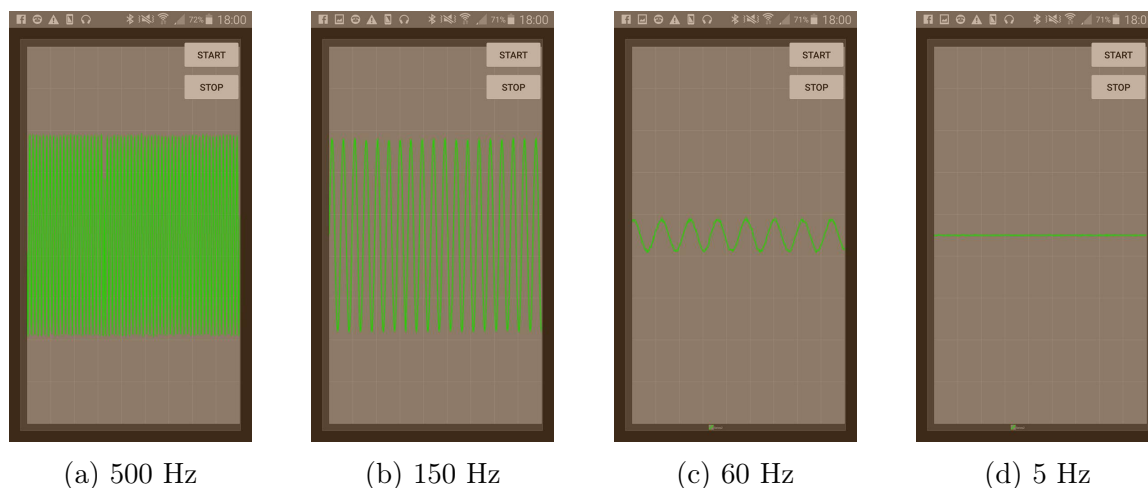
zakończone. W przypadkach, gdy konieczne jest wykonanie czasochłonnej funkcjonalności, a nie możemy pozwolić sobie na zawieszenie interfejsu użytkownika stosujemy osobne wątki. W tworzonej aplikacji całość operacji związanych z odczytem danych ze strumienia wejściowego oraz wyświetlaniem danych na wykresie zawarta jest w osobnym wątku działającym od czasu otwarcia strumienia audio do czasu wywołania funkcji `stopRecording()`;

6.2.4 Błędne założenia i testy

Pierwsze testy aplikacji polegały na rejestracji głosu poprzez mikrofon dostępny w słuchawkach dołączonych do telefonu przez producenta urządzenia. Testy przebiegły pozytywnie, wizualizacja zarejestrowała dźwięk, który został zapisany do pliku w formacie PCM, a następnie odtworzony w programie Audacity. Zarejestrowany dźwięk nie posiadał zakłóceń i był dobrej jakości. Test rejestracji sygnału elektrycznej aktywności serca został zakończony niepowodzeniem. Widoczne były sygnały o małej amplitudzie występujące podczas uderzeń serca jednak na wykresie nie można było wyróżnić żadnej z faz PQRSST. Działanie urządzenia pomiarowego zostało potwierdzone poprzez rejestrację sygnału przez komputer.

Schemat układu elektronicznego wejścia audio telefonu nie jest powszechnie dostępny i założono, że w układzie takim mogą występować filtry częstotliwościowe. Przeprowadzony został test mający na celu potwierdzenie tego założenia i w przypadku występowania filtra wytypowanie jego częstotliwości odcięcia. Test polegał na podawaniu na wejście audio sygnału sinusoidalnego o stałej amplitudzie i zmiennej częstotliwości. Wyniki testu były jednoznaczne. Amplituda sygnału nie ulegała zmianie dla częstotliwości 1000 [Hz], 500 [Hz], 300 [Hz] i 150 [Hz]. Schodząc poniżej częstotliwości 150 [Hz] można było zaobserwować obniżenie amplitudy zadanego sygnału (6.1). Oznaczało to, że częstotliwość 150 [Hz] jest częstotliwością graniczną filtra i częstotliwości niższe od niej są filtrowane. Częstotliwości ok. 5[Hz] były praktycznie niewidoczne.

Wyniki testu potwierdziły działanie aplikacji i jednoznacznie pokazały, że częstotliwości sygnału powstające na skutek elektrycznej aktywności serca są filtrowane przez wejście analogowe telefonu komórkowego i początkowe założenia o przesyłaniu sygnału tym kanałem są błędne.



Rysunek 6.1: Wyniki testu częstotliwości obsługiwanych przez telefon komórkowy

Rozdział 7

Część cyfrowa

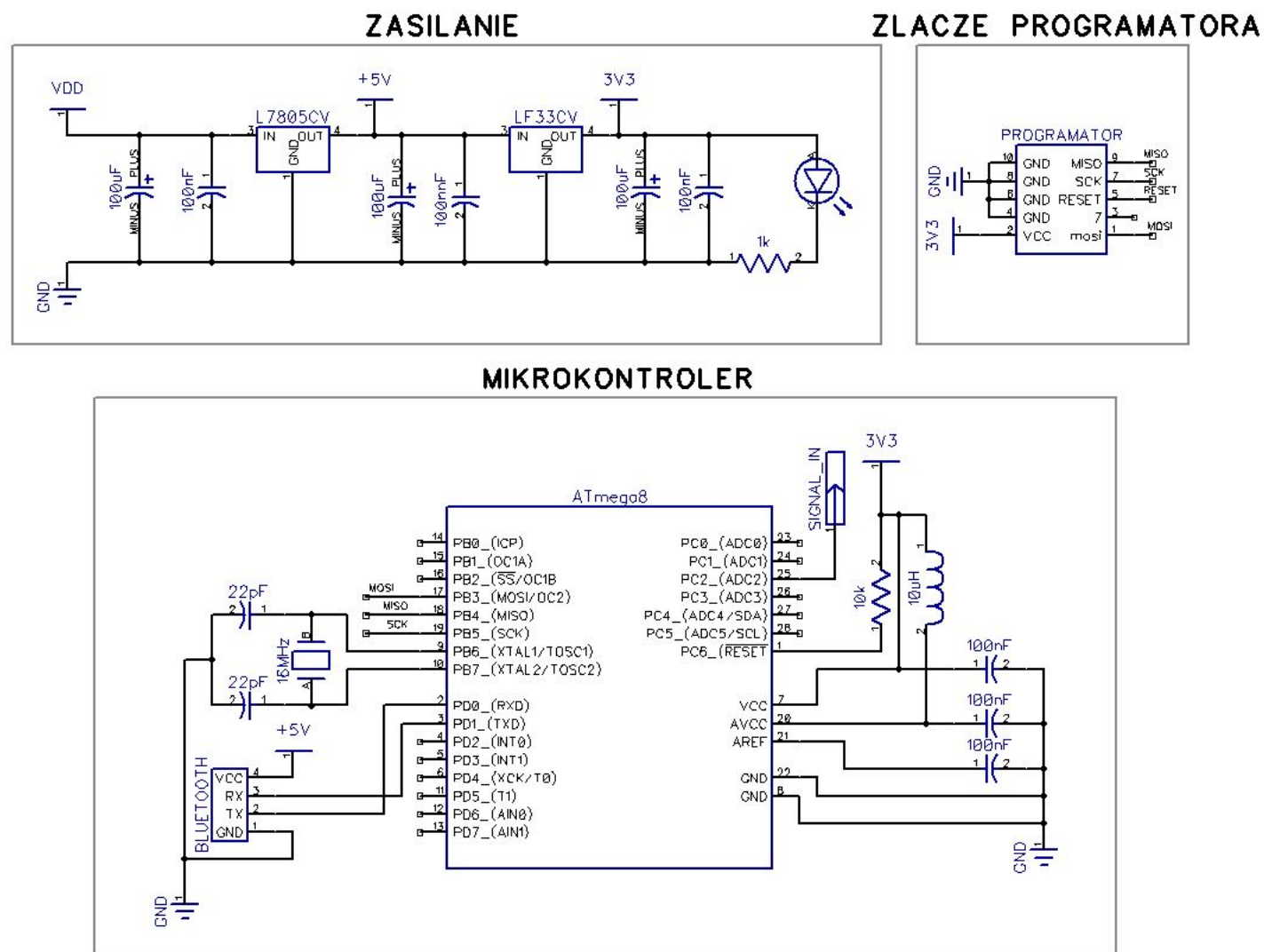
Przeprowadzone pomiary częstotliwości tłumionych pokazały, że wejście analogowe telefonu komórkowego nie może być używane do rejestrowania sygnałów elektrokardiograficznych. W celu przekonwertowania tych sygnałów na formę współpracującą z telefonem komórkowym stworzona została część cyfrowa urządzenia pomiarowego. Zaprojektowany moduł umożliwia przetworzenie sygnału analogowego na cyfrowy, a następnie przesłanie go za pomocą technologii Bluetooth do telefonu komórkowego. Część cyfrowa składa się z sekcji zasilającej, mikrokontrolera, oraz modułu Bluetooth

7.1 Mikrokontroler

Po przeanalizowaniu zadania postanowiono, że część cyfrowa będzie oparta na mikrokontrolerze Atmega8 firmy Atmel [17]. Mikrokontroler ten może pracować przy częstotliwości 16 [MHz] na napięciu z przedziału 2,7-5,5 [V]. Szerokie napięcie zasilania zawierające w swoim przedziale wartość 3,3 [V] jest istotną cechą ze względu na współpracę z modułem Bluetooth, którego wejścia sygnałowe przystosowane są do pracy z napięciem 3,3 [V]. W swoich peryferiach mikrokontroler Atmega8 posiada m.in:

- 6 kanałów ADC o 10 bitowej dokładności,
- USART.

Mikrokontroler został podpięty w sposób zapewniający odpowiednią filtrację zasilania części cyfrowej jak i analogowej w sposób widoczny na rysunku 7.1. Część cyfrowa zasilana jest z osobnej baterii niż część analogowa w celu uniknięcia zakłóceń generowanych przez stabilizatory. Układy połączone są jedynie masą. Podłączony został zewnętrzny kwarc zapewniający taktowanie 16 [MHz] wraz z wymaganymi przez producenta kondensatorami o wartości z przedziału 12-22 [pF]. Wyprowadzenia MOSI, MISO, SCK i RESET zostały podpięte do programatora.



Rysunek 7.1: Schemat podpięcia części cyfrowej

7.1.1 ADC - konfiguracja i parametry

Mikrokontroler Atmega8 posiada wbudowany przetwornik analogowo-cyfrowy (ADC - Analog Digital Converter). Najważniejsze parametry tego przetwornika to:

- 10-bitowa rozdzielczość,
- czas konwersji 13-216 μS ,
- maksymalna częstotliwość próbkowania 15 [kHz] przy 10-bitowej rozdzielczości,
- możliwość pracy w trybie ciągłym.

Konfiguracja ADC dla mikrokontrolera Atmega8 polega na ustawieniu odpowiednich bitów w rejestrach ADMUX i ADCSRA (7.2, 7.4). Parametry, które należy ustawić to preskaler zegara, używane napięcie odniesienia, wybraną rozdzielczość, kanał, na którym ma być mierzone napięcie oraz tryb konwersji - ciągły lub pojedynczy.

Dokumentacja układu mikrokontrolera podaje, że dla rozdzielczości 10-bitowej częstotliwość taktowania zegara powinna znajdować się w przedziale 50-200 [kHz]. Dla rozdzielczości niższych niż 10 bitów częstotliwość taktowania może być wyższa, jednak dokumentacja nie podaje górnego zakresu, przy którym dokładność pomiarów jest zachowana. Zdecydowano, że mimo używania 8-bitowej rozdzielczości częstotliwość powinna mieścić się w podanym w dokumentacji zakresie. Dla taktowania mikrokontrolera wynoszącego 16 [MHz] wybrano preskaler 128. Dla tej wartości preskalera częstotliwość taktowania ADC wynosiła 125 [kHz]. Wartość ta mieści się w przedziale podanym przez producenta. W dokumentacji można znaleźć informację, że pojedyncza konwersja trwa 13 taktów zegara przetwornika. Można zatem obliczyć, że dla tak skonfigurowanego zegara można osiągnąć w zaokrągleniu 9615 próbek na sekundę. W celu konfiguracji preskalera na żądaną wartość należy ustawić odpowiednie bity podane w dokumentacji w rejestrze ADCSRA.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
	ADEN	ADSC	ADFR	ADIF	ADIE	ADPS2	ADPS1	ADPS0
Access	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W
Reset	0	0	0	0	0	0	0	0

Rysunek 7.2: Rejestr ADCSRA [źródło: [17]]

Napięcie odniesienia, z którym pracować ma układ wybiera się poprzez ustawienie bitów REFS0 i REFS1. Dostępne konfiguracje przedstawione są w tabeli 7.3. Jako napięcie referencyjne wybrane zostało napięcie zasilania z zewnętrznym kondensatorem na pinie AREF.

REFS[1:0]	Voltage Reference Selection
00	AREF, Internal V_{ref} turned off
01	AV_{CC} with external capacitor at AREF pin
10	Reserved
11	Internal 2.56V Voltage Reference with external capacitor at AREF pin

Rysunek 7.3: Możliwe ustawienia napięcia referencyjnego [źródło: [17]]

Przetwornik analogowo-cyfrowy zapewnia 10-bitową rozdzielczość. W przypadku gdy rozdzielczość taka nie jest potrzebna możliwy jest odczyt wartości 8-bitowej. Zmiana trybu odczytu wyniku polega na ustawieniu bitu ADLAR w rejestrze ADMUX. Przy 8-bitowej rozdzielczości i napięciu referencyjnym wynoszącym 3,3 [V] możemy uzyskać dokładność pomiaru do 0,01 [V]. Kanał, z którego szczytywana ma być wartość napięcia wybiera się poprzez bity MUX w rejestrze ADMUX. Wybór kanału jest dowolny, w projekcie użyty został kanał ADC1.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
	REFS1	REFS0	ADLAR		MUX3	MUX2	MUX1	MUX0
Access	R/W	R/W	R/W		R/W	R/W	R/W	R/W
Reset	0	0	0		0	0	0	0

Rysunek 7.4: Rejestr ADMUX [źródło: [17]]

Kolejnym krokiem, który należy wykonać podczas konfiguracji ADC jest włączenie pracy przetwornika poprzez ustawienie bitu ADEN w rejestrze ADCSRA. Przetwornik może pracować w dwóch trybach - ciągłej lub pojedynczej konwersji. W trybie pojedynczej konwersji każda kolejna konwersja musi zostać programowo wywołana, a przed odczytem wyniku należy poczekać na zakończenie konwersji. W projekcie użyty został tryb konwersji ciągłej, w którym każda następna konwersja wywoływana jest po zakończeniu poprzedniej. Dzięki temu podczas wysyłania danych przez Bluetooth nie będzie konieczne czekanie na zakończenie konwersji, a dane wysyłane będą ze stałą częstotliwością. Ustawienie trybu ciągłej konwersji polega na ustawieniu bitu ADFR w rejestrze ADCSRA, a następnie wywołaniu pierwszej konwersji poprzez ustawienie bitu ADSC w tym samym rejestrze. Funkcja użyta w programie mikrokontrolera służąca do inicjalizacji przetwornika wygląda następująco:

```
void adcInit()
{
    ADMUX |= (1<<REFS0);           //napięcie odniesienie Vcc
    ADMUX |= (1<<MUX0);             //ADC1
    ADCSRA |= (1<<ADPS1)|(1<<ADPS2)|(1<<ADPS0); //preskaler 128
    ADMUX |= (1<<ADLAR);            //tryb 8-bitowy
    ADCSRA |= (1<<ADEN);            //włączenie przetwornika
    ADCSRA |= (1<<ADFR);            // tryb ciągłej konwersji
    ADCSRA |= (1<<ADSC);            //rozpoczęcie pierwszej konwersji
}
```

7.1.2 USART - konfiguracja i parametry

Moduł USART jest układem umożliwiającym prowadzenie transmisji szeregowej. Przygotowane są mu dwa piny mikrokontrolera oznaczone jako RxD (Receive) i TxD (Transmit). Układ ten pozwala na stworzenie interfejsu dwukierunkowego mogącego pracować zarówno w trybie synchronicznym jak i asynchronicznym nie wymagającym użycia dodatkowych linii zegara. Ramka danych wysyłanych poprzez USART może być modyfikowana lecz zawsze składa się z bitu startu, przesyłanego słowa (5 - 9 bitów), ewentualnego bitu parzystości oraz bitu stopu. W projekcie ramka danych składa się z 8 bitów słowa, nie posiada bitu parzystości oraz posiada dwa bity stopu. Format ramki ustawiany jest

za pomocą odpowiednich bitów w rejestrze UCSRC.

Rejestrem bufora danych przyporządkowanym modułowi USART jest rejestr UDR. Zapis do tego rejestru rozpoczyna przesył danych i jest możliwy tylko gdy rejestr jest na to gotowy, tzn. bit UDRE z rejestru UCSRA jest w stanie wysokim. Do określenia prędkości transmisji używane są rejestry UBRRH i UBRRL zawierające wartość UBRR. Wartość UBRR dobierana jest za pomocą wzoru podanego w dokumentacji:

$$UBRR = \frac{f_{osc}}{16 * BAUD} - 1$$

BAUD - prędkość transmisji w bitach na sekundę [bps]

f_{osc} - częstotliwość zegara systemowego

Używana w projekcie wartość BAUD wynosi 9600 [bps]. Jest to wartość ustawiona firmowo w module Bluetooth HC-06 z którym mikrokontroler będzie się komunikował.

Ostatnim krokiem w celu inicjalizacji modułu USART jest włączenie nadajnika i odbiornika RX i TX poprzez ustawienie bitów RXEN i TXEN w rejestrze UCSRB. Funkcje używane do inicjalizacji modułu, wysyłania i odbierania danych napisane są na podstawie przykładowych funkcji podanych w dokumentacji [17].

```
void USART_Init( unsigned int ubrr)
{
    UBRRH = (unsigned char)(ubrr>>8);           //przypisanie UBRR
    UBRRL = (unsigned char)ubrr;

    UCSRB = (1<<RXEN)|(1<<TXEN);               //włączenie nadajnika i odbiornika

    UCSRC = (1<<URSEL)|(1<<USBS)|(3<<UCSZ0); // 8 bitow slowa, 2 bity stopu
}

void USART_Transmit( unsigned char data )
{
    while ( !( UCSRA & (1<<UDRE)) );           //czekaj na pusty bufor
    UDR = data;                                 //zapisz dane do rejestru
}

unsigned char USART_Receive( void )
{
    while ( !(UCSRA & (1<<RXC)) );             //poczekaj na odbior danych
    return UDR;                                 //zwroc odebrane dane
}
```

7.1.3 Timer i wewnętrzne przerwanie

W celu precyzyjnego odmierzenia czasu przez mikrokontrolery używa się układów licznikowych, tzw. timerów. Użycie takiego licznika w tworzonym projekcie jest niezbędne ponieważ konieczne jest odczytywanie danych z przetwornika analogowo cyfrowego i wysyłanie ich poprzez moduł Bluetooth do telefonu komórkowego ze stałą częstotliwością. Ze względu na to, że sygnał generowany przez pracę serca może zawierać częstotliwości z przedziału 0,05 - 250 [Hz] próbkowanie takiego sygnału powinno co najmniej dwukrotnie przewyższać częstotliwość sygnału. Chcąc uzyskać próbkowanie z częstotliwością 500 [Hz]

odpowiednie przerwanie mikrokontrolera powinno być generowane co 2 [ms]. W tym celu użyty zostanie odpowiednio skonfigurowany 16-bitowy Timer1 układu Atmega8 pracujący w trybie CTC.

W trybie CTC (Clear Timer on Compare Match) ilość cykli zegara przechowywanych w rejestrze TCNT1 zliczana jest aż do momentu zrównania z rejestrem OCR1A. Rejestr OCR1A ustawiany jest przez użytkownika wartością odpowiadającą ilości cykli zegara po użyciu preskalera odpowiadającej ilości czasu, który powinien zostać zmierzony. Gdy nastąpi zrównanie wartość TCNT1 jest zerowana oraz następuje przerwanie wewnętrzne TIMER1_COMPA_vect.

W celu uruchomienia licznika należy ustawić go w tryb pracy CTC poprzez ustawienie bitu WGM12 w rejestrze TCCR1B. W celu obliczenia wartości rejestru OCR1A tak aby przerwanie występowało z częstotliwością 500 [Hz] przyjęto preskaler 256. Pozwoliło to obliczyć wartość, która powinna być zapisana w rejestrze OCR1A:

$$0,002[s]/(1/(f_{osc}/245)) = 125$$

gdzie $1/(f_{osc}/256)$ to okres taktowania zegara w timerze. Preskaler został ustawiony za pomocą odpowiednich bitów rejestru TCCR1B. Chcąc umożliwić wywoływanie przerwania należy ustawić bit OCIE1A w rejestrze TIMSK oraz wywołanie polecenia zezwolenia na globalne przerwanie sei(). Kod inicjujący działanie licznika wygląda następująco:

```
void timerInit()
{
    TCCR1B |= (1<<WGM12);           // tryb CTC
    OCR1A = 125;                     // przerwanie co 2ms
    TCCR1B |= (1<<CS12);             // preskaler 256
    TIMSK |= (1<<OCIE1A);            // zezwolenie na przerwanie timera
    sei();                           // zezwolenie na przerwanie globalne
}
```

Natomiast kod przerwania, w którym wywoływana jest funkcja wysyłająca przez USART ostatnią odczytaną wartość ADC ma postać:

```
ISR(TIMER1_COMPA_vect)
{
    USART_Transmit( (char)ADCH );
}
```

Tak skonstruowana funkcja inicjalizacji pozwala wysyłać dane z częstotliwością 500 [Hz], dwukrotnie przekraczającą maksymalną częstotliwość sygnału, spełniając twierdzenie Kotelnikowa-Shannona i umożliwiając wierne odtworzenie sygnału.

7.2 Moduł Bluetooth

Bluetooth jest technologią bezprzewodowej komunikacji pomiędzy urządzeniami. Technologia korzysta z fal radiowych w paśmie 2,4 [GHz]. Do wykorzystania technologii niezbędny jest adapter Bluetooth. Taki adapter jest dostępny w module HC-06. Moduł ten komunikuje się z zewnętrznym urządzeniem poprzez interfejs szeregowy, a następnie odebrane bajty przesyła do sparowanego urządzenia działającego w technologii Bluetooth. Parametry komunikacji takie jak BAUD lub nazwa urządzenia mogą być zmieniane za pomocą

komend AT opisanych w dokumentacji układu. Moduł posiada zasięg do 10 [m] wystarczający do komunikacji między urządzeniem pomiarowym a telefonem komórkowym.

Rozdział 8

Druga aplikacja na system Android

Po testach, które pokazały, że wejście analogowe telefonu komórkowego nie jest w stanie przenosić częstotliwości sygnału powstającego na skutek elektrycznej aktywności serca konieczne było stworzenie aplikacji mogącej komunikować się z częścią cyfrową urządzenia pomiarowego poprzez Bluetooth. Technologia ta jest obecnie wspierana przez większość urządzeń pracujących na systemie operacyjnym Android.

8.1 Graficzne przedstawienie danych

Biblioteki graficzne brane pod uwagę podczas tworzenia pierwszej wersji aplikacji współpracującej z wejściem analogowym telefonu posiadały podobne funkcjonalności. W celach edukacyjnych postanowiono, że przy tworzeniu drugiej wersji aplikacji użyta zostanie biblioteka Graph View udostępniona na licencji Apache v2. Biblioteka ta również pozwala na tworzenie wykresów liniowych oraz wspiera rysowanie wykresów w czasie rzeczywistym.

8.2 Pakiet Bluetooth

Biblioteki dostarczone przez twórców systemu operacyjnego Android pozwalają w przejrzysty sposób skonfigurować połączenie poprzez moduł Bluetooth na telefonie komórkowym [16]. Dokumentacja napisana jest na kształt przewodnika informując jakie kroki należy wykonać aby ustanowić połączenie. Najważniejszymi aspektami są:

- skonfigurowanie Bluetooth w urządzeniu,
- pobranie listy sparowanych urządzeń,
- połączenie z zewnętrznym urządzeniem,
- wysłanie danych między urządzeniami.

Wszystkie wymagane klasy potrzebne do ustanowienia połączenia znajdują się w bibliotece `android.bluetooth` zawierającej m. in. klasy `BluetoothAdapter`, `BluetoothDevice`, `BluetoothSocket`. Pierwszym krokiem, który należy podjąć podczas konfiguracji Bluetooth w telefonie jest ustawienie odpowiednich pozwoleń w pliku `AndroidManifest.xml` poprzez dopisanie linii:

```
<uses-permission android:name="android.permission.BLUETOOTH" />
```

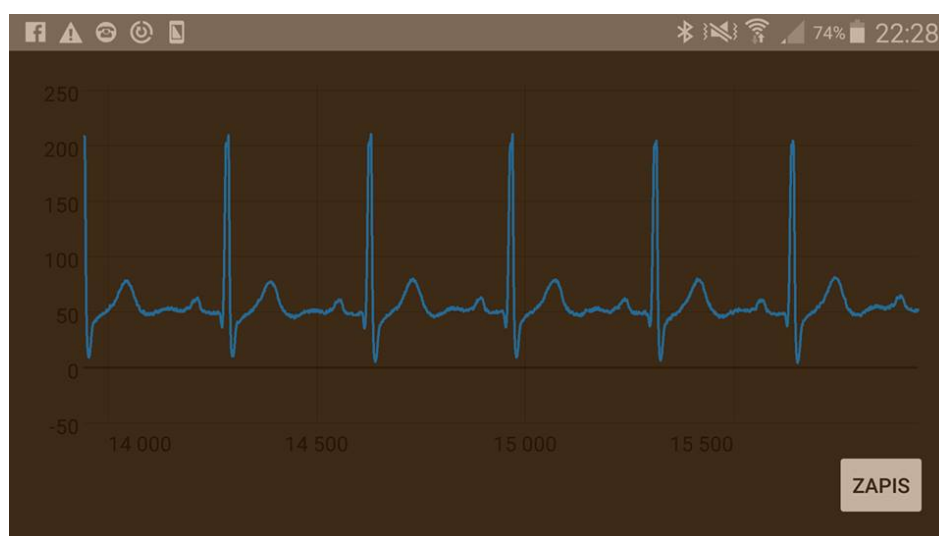
Przed próbą ustanowienia połączenia należy zweryfikować, czy posiada ono adapter Bluetooth i czy jest on włączony. W tym celu należy wywołać funkcję `getBluetoothAdapter()`, która zwróci adres na odpowiedni obiekt lub null gdy Bluetooth nie jest wspierany. Gdy urządzenie posiada adapter Bluetooth ale nie jest on włączony można uruchomić go za pomocą odpowiedniej intencji:

```
if (!mBluetoothAdapter.isEnabled()) {  
    Intent enableBtIntent = new Intent(BluetoothAdapter.ACTION_REQUEST_ENABLE);  
    startActivityForResult(enableBtIntent, REQUEST_ENABLE_BT);  
}
```

Kolejnym krokiem jest pobranie listy sparowanych urządzeń. Służy do tego funkcja `getBoundedDevices()`. Lista dostępnych urządzeń wyświetlana jest na ekranie użytkownika, który następnie wybiera urządzenie w celu połączenia. W tym momencie uruchomiony zostaje osobny wątek służący do ustanowienia połączenia z wybranym urządzeniem. Połączenie nawiązuje się poprzez otwarcie gniazda (socket) poprzez funkcję `createRfcommSocketToServiceRecord(UUID)`, a następnie połączenie funkcją `connect()`. Gdy uda się nawiązać połączenie uruchamiany jest wątek odpowiedzialny za czytanie ze strumienia wejściowego i zapis odczytanych danych do pliku. Użycie osobnych wątków poza głównym wątkiem aplikacji jest konieczne z uwagi na to, że wykonywane przez nie długotrwałe operacje powodowałyby zawieszanie się interfejsu użytkownika. Operacje odświeżania grafu pokazującego aktywność serca wykonywane są w wątku odpowiedzialnym za interfejs użytkownika.

8.3 Opis działania aplikacji

Stworzona aplikacja umożliwia komunikację poprzez Bluetooth z modułem pomiarowym rejestrującym aktywność elektryczną serca. Zebrane dane wyświetlane są na ekranie w czasie rzeczywistym w postaci grafu. Dane mogą być zapisywane do pliku w postaci umożliwiającej dalsze przetwarzanie w pakiecie Matlab. Możliwości aplikacji widoczne są na rysunku 8.1. Aplikacja działa sprawnie, interfejs użytkownika nie zawiesza się. Na wygenerowanym wykresie widoczne są wszystkie fazy PQRSST.



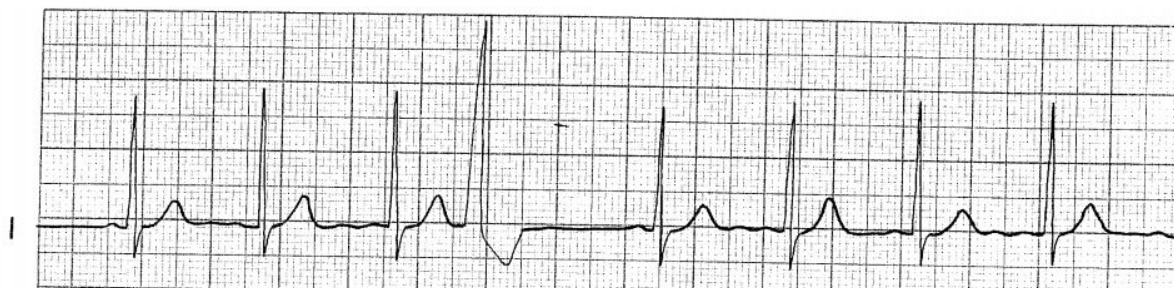
Rysunek 8.1: Przykład działania aplikacji

Rozdział 9

Wykrywanie arytmii

9.1 Zaburzenia pracy serca

Pod pojęciem arytmii rozumie się różnego rodzaju zaburzenia normalnej pracy serca polegające na jej przyspieszeniu (tachykardia), zwolnieniu (bradykardia) lub występujących nieregularnościach. Zaburzenia mogą występować okresowo lub być długotrwałe. Istnieje wiele różnych zaburzeń pracy serca określanych jako arytmia, z których nie wszystkie są groźne dla zdrowia. Nieregularności normalnego rytmu, których przykładem mogą być przedwczesne skurcze komorowe są najczęściej występującym rodzajem arytmii. Skurcze tego typu odczuwane są jako szarpnięcia w klatce piersiowej lub wrażenie "pominiętego uderzenia" i w niewielkiej ilości występują u każdego [18]. Istotną cechą zaburzeń tego typu jest przesunięcie wystąpienia załamka R w stosunku do normalnego rytmu 9.1.



Rysunek 9.1: Przedwczesne pobudzenie komorowe na wykresie EKG [źródło: [7]]

9.2 Wykrywanie nieregularności

Jednym z podejść do automatycznej analizy danych pomiarowych sygnałów elektrycznej aktywności serca jest detekcja poszczególnych załamków PQRST, a następnie na jej podstawie pomiar czasu między wystąpieniem odpowiednich załamków i odcinków oraz porównanie ich ze wzorcem [19][20]. Wykrywanie poszczególnych załamków na podstawie sygnału, w którym mimo filtracji występują liczne zakłócenia jest zadaniem bardzo złożonym. Ze względu na stopień skomplikowania takiego zadania w tworzonym algorytmie skupiono się na wykrywaniu załamków R. Celem algorytmu jest wskazanie takich załamków R, dla których odległość do następujących po nich kolejnych załamków przekracza wartość oczekiwaną. Schemat tworzonych algorytmu widoczny jest na rysunku 9.2. Tworzony algorytm nie jest narzędziem diagnostycznym i w żadnym stopniu nie może jednoznacznie stwierdzić występowania arytmii, a jedynie podać miejsca, w których

może mieć ona miejsce. Algorytm zaimplementowany został w programie Matlab, który posłużył również do wygenerowania wykresów.



Rysunek 9.2: Schemat działania tworzonego algorytmu

Pierwszym krokiem działania algorytmu jest redukcja szumów. Mimo, iż sygnał pochodzący z serca poddawany jest filtracji analogowej, w analizowanym sygnale mogą pojawić się zakłócenia o małej amplitudzie. Zakłócenia te mogą negatywnie wpłynąć na kolejne etapy działania algorytmu. Detekcja załamków R realizowana jest poprzez wyszukanie punktu, którego wartość jest wyższa od zadanego progu detekcji, oraz dla którego poprzedzający i następny punkt ma wartość niższą. Występujące w nieprzefiltrowanym cyfrowo sygnale zakłócenia mogłyby powodować wykrycie załamków R w miejscach, gdzie faktycznie one nie występują. Próg obierany jest jako wartość, dla której wszystkie załamki T będą miały wartość niższą, a załamki R wyższą. Wybranie odpowiedniej wartości progu jest konieczne do poprawnego działania algorytmu. Wykrywanie nieregularności w występowaniu załamka R polega na ocenie, czy znajduje się on w odpowiedniej odległości do następującego po nim kolejnego załamka. Wartość rzeczywista wystąpienia załamka porównywana jest z wartością oczekiwaną określoną jako punkt znajdujący się pomiędzy poprzedzającym i następującym załamkiem R.

9.3 Działanie stworzonego algorytmu

Stworzony algorytm pozwala z dużą dokładnością określić miejsca podejrzanego wystąpienia uderzeń arytmicznych. Przeprowadzone testy zostały wykonane na pomiarach pochodzących z serca osoby ze zdiagnozowanymi nieokreślonymi zaburzeniami rytmu serca. Działanie algorytmu zostało przedstawione na rysunku 9.3, gdzie:

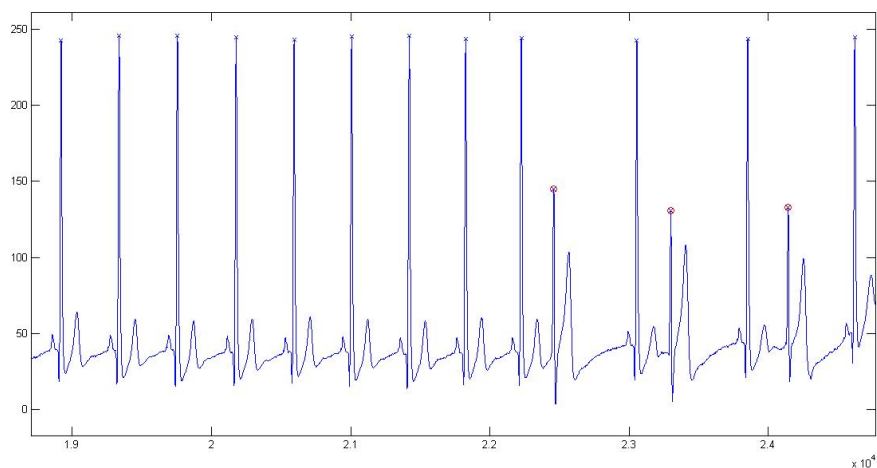
- niebieskie krzyżyki odpowiadają wykrytym załamkom ,
- czerwone kółka wskazują miejsca podejrzanego wystąpienia uderzeń arytmicznych.

Na otrzymanym wykresie można zauważyć, że uderzenia, dla których odnotowano prawdopodobieństwo wystąpienia arytmii różnią się przebiegiem od pozostałych. Zaznaczone załamki R występują wcześniej niż w pozostałych, a czas do kolejnego uderzenia jest znacznie dłuższy niż w przypadku innych uderzeń. Jednocześnie na wykresie jest widoczne, że dla regularnych uderzeń znajdujących się po lewej stronie nie odnotowano żadnych zaznaczeń.

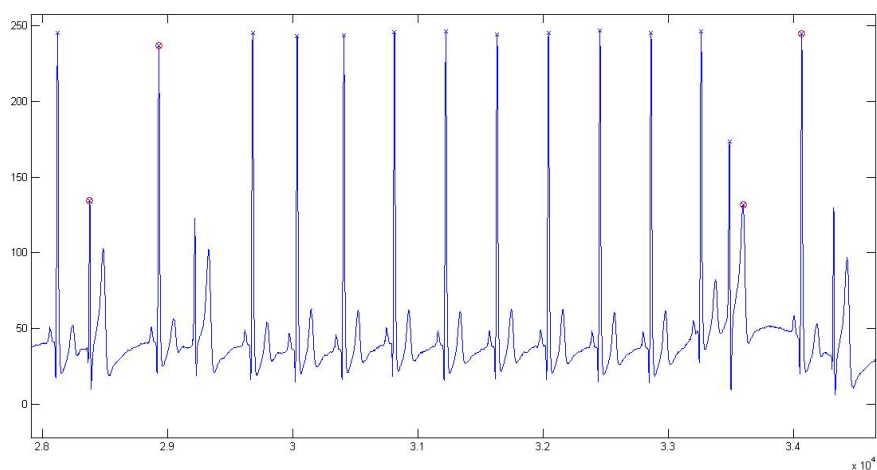
Dla badanej osoby cechą charakterystyczną zaburzeń jest niska amplituda załamka R oraz podwyższona amplituda załamka T. Dla niektórych zebranych pomiarów określenie wartości progowej pozwalającej na poprawne oznaczenie załamków R, a przez to poprawną pracę algorytmu było niemożliwe. Przy niektórych uderzeniach amplituda załamka R nie przekraczała wartości progowej lub amplituda załamka T przekraczała próg. Przypadek taki nie spełnia założeń koniecznych do poprawnej pracy algorytmu, mimo tego możliwe jest określenie przybliżonych miejsc, gdzie występować mogą uderzenia arytmiczne. Przypadek taki widoczny jest na rysunku 9.4. Ostatnie trzy uderzenia widoczne na wykresie

pokazują oba przypadki. Na jednym z nich widać, że wartość załamka T przekroczyła wartość progową i została oznaczona krzyżykiem. Ostatnie widoczne uderzenie pokazuje przypadek, gdy załamek R nie przekroczy wartości progowej. Miejscem podejrzanym o uderzenie arytmiczne jest w takiej sytuacji uderzenie poprzedzające, dla którego zostaje wykryty duży odstęp do kolejnego załamka R .

Na podstawie przeprowadzonych testów można przyjąć, że algorytm działa poprawnie dla dobrze obranej wartości progowej. Dla przypadków, gdy niemożliwe jest dobranie odpowiedniej wartości progowej algorytm pokazuje miejsca, w okolicy których pojawiły się nieregularności. Dla uderzeń regularnych, wokół których nie występowały niespełniające warunku poprawnej pracy uderzenia arytmiczne nie zaobserwowano żadnych błędów algorytmu.



Rysunek 9.3: Osiągnięte efekty pracy algorytmu



Rysunek 9.4: Działanie algorytmu dla niespełnionego warunku poprawnej pracy

Rozdział 10

Osiągnięte rezultaty

10.0.1 Zrealizowane elementy

W ramach pracy inżynierskiej osiągnięto postawiony cel i spełniono wszystkie opisane założenia. Stworzone zostało bezpieczne w użytkowaniu urządzenie pomiarowe rejestrujące elektryczną aktywność serca, komunikujące się z telefonem w sposób bezprzewodowy. Napisana została aplikacja działająca na systemie Android pozwalająca na wizualizację w czasie rzeczywistym i zapis danych do pliku. Opracowany został skrypt w pakiecie Matlab ułatwiający użytkownikowi wykrycie nieregularności w pracy serca.

Część pomiarowa pozwala na uzyskanie wyraźnego wykresu elektrycznej aktywności serca - rysunek 5.11. Uzyskany sygnał pozwala na identyfikację wszystkich kluczowych elementów sygnału EKG. Wyraźnie widoczne są załamki PQRST. Zredukowane zostały zakłócenia zarówno o wysokich częstotliwościach (szum sieciowy) jak i o niskich (nie obserwowany jest dryf wykresu podczas oddychania).

Stworzona aplikacja komunikuje się z urządzeniem bezprzewodowo za pomocą technologii Bluetooth. Aplikacja pozwala na wizualizację sygnału w czasie rzeczywistym oraz zapis do pliku. Stworzone oprogramowanie napisane jest wielowątkowo, przez co aplikacja działa płynnie i nie zawiesza się. Działanie aplikacji widoczne jest na rysunku 8.1.

Opracowany algorytm ułatwia użytkownikowi wykrycie nieregularności pracy serca. Wskazuje on miejsca, dla których stwierdzono nieregularności w występowaniu załamka R. Tak opracowany algorytm ułatwia wykrywanie zaburzeń takich jak przedwczesne skurcze komorowe lub innych, podczas których skurcz serca nie występuje w regularnych odstępach czasu.

10.1 Przeprowadzone testy

Działanie urządzenia testowane było na grupie osób w wieku ok. 22 lat. Dla każdej z osób zarejestrowano przejrzysty sygnał elektrycznej aktywności serca. Sporadycznie pojawiały się zakłócenia związane z drganiem mięśni lub ruchem elektrod. Dla jednej z badanych osób zaobserwowano często powtarzające się nieregularności. Widoczne były one już podczas pomiaru na wykresie w opracowanej aplikacji. Osoba ta regularnie uprawiała sport, prowadziła zdrowy tryb życia i wcześniej nie stwierdzono u niej żadnych dolegliwości związanych z sercem. Po przeprowadzonym pomiarze wspomniana osoba poddała się specjalistycznej konsultacji kardiologicznej podczas której lekarz specjalista zdiagnozował nieokreślone zaburzenia rytmu serca. Dla sygnału zebranego dla tej osoby algorytm wskazuje wiele miejsc podejrzanych o zaburzenia arytmiczne, których nie wskazuje dla

pomiarów zebranych z innych osób. Opisany wyżej przypadek potwierdza działanie urządzenia jak i algorytmu jako narzędzia do samodzielnego monitorowania pracy serca.

Rozdział 11

Bibliografia

- [1] Strona internetowa Europejskiego Urzędu Statystycznego, http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php/Cardiovascular_diseases_statistics. Dostęp: 04.12.16.
- [2] Strona internetowa Głównego Urzędu Statystycznego, <http://stat.gov.pl/obszary-tematyczne/ludnosc/ludnosc/statystyka-zgonow-i-umieralnosci-z-powodu-chorob-ukladu-krazenia,22,1.html>. Dostęp: 04.12.16.
- [3] Strona internetowa kampanii społecznej Dbaj o Serce, <http://www.dbajoserce.pl/index.php/423/statystyki-chorob-serca.html>. Dostęp: 04.12.16.
- [4] Strona internetowa Światowej Organizacji Zdrowia, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>. Dostęp: 04.12.16.
- [5] Barold S. *Willem Einthoven and the Birth of Clinical Electrocardiography a Hundred Years Ago*. Cardiac Electrophysiology Review, tom 7, numer 1, styczeń 2003, s. 99-104.
- [6] Strona internetowa <http://circ.ahajournals.org/content/98/18/1937.full>. Dostęp: 04.12.16.
- [7] Tomasiak T., Windak A., Skalska A., Kulczycka-Życzkowska J., Kocemba J., *Elektrokardiografia dla lekarza praktyka*. VESALIUS, Kraków 1998.
- [8] Strona internetowa Wikimedia Commons, https://commons.wikimedia.org/wiki/Main_Page. Dostęp: 04.12.16.
- [9] Augustyniak P., *Przetwarzanie Sygnałów Elektrodiagnostycznych*. AGH Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków 2001.
- [10] Górecki P., *Wzmacniacze operacyjne*. BTC, Warszawa 2002, 2004.
- [11] Dokumentacja techniczna. Wzmacniacz pomiarowy AD620. Analog Devices. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>.
- [12] Strona internetowa, <http://www.ems12lead.com/2014/03/10/understanding-ecg-filtering/>. Dostęp: 04.12.16.
- [13] Strona internetowa, <http://www.frca.co.uk/article.aspx?articleid=339>. Dostęp: 04.12.16.

- [14] Venkatesh Acharya, *Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier*. Texas Instruments, czerwiec 2011.
- [15] Tietze U., Schenk Ch., *Układy półprzewodnikowe*. WNT, Warszawa 1996.
- [16] Strona internetowa, <https://developer.android.com/guide/index.html>. Dostęp: 04.12.16.
- [17] Dokumentacja techniczna. Mikrokontroler Atmega8A. Atmel. http://www.atmel.com/images/atmel-8159-8-bit-avr-microcontroller-atmega8a_datasheet.pdf.
- [18] Strona internetowa, <http://www.webmd.com/heart-disease/guide/heart-disease-abnormal-heart-rhythm#1>. Dostęp: 04.12.16.
- [19] Mohammad Rakibul Islam, Rifad Hossain, Md. Ziaul Haque Bhuiyan, Tahmeed Ahmed Margoob, Md. Taslim Reza, Kazi Khairul Islam, *Arrhythmia Detection Technique using basic ECG Parameters*. International Journal of Computer Applications, tom 119, numer 10, czerwiec 2015, s. 11-15.
- [20] Dąbrowski A., Dąbrowska B., Piotrowicz R., *Elektrokardiografia Holterowska*. Wydawnictwo Medyczne, Warszawa 1994.