

**Katedra biosensorów i przetwarzania sygnałów  
biomedycznych**

**Wydział Inżynierii Biomedycznej  
POLITECHNIKA ŚLĄSKA**



## **PROJEKT INŻYNIERSKI**

***Inteligentna platforma medyczna oparta o Raspberry Pi -  
Smart health platform based on Raspberry Pi shield***

**Katarzyna Widawka**

**Kierunek studiów:** *Inżynieria Biomedyczna*

**Specjalność:** *Informatyka i Aparatura Medyczna*

**KIERUJĄCY PRACĄ**

**Dr hab. inż. Paweł Kostka, prof. PŚ**

**ZABRZE – 2019**



# Spis treści

<b>Spis treści</b>	<b>1</b>
<b>Spis rysunków</b>	<b>3</b>
<b>Spis tabel</b>	<b>5</b>
<b>1. Wstęp</b>	<b>7</b>
1.1 Podstawy teoretyczne	7
1.1.1 Sygnał EKG	8
1.1.2 Tętno	11
1.2 Rozwiązania alternatywne	12
1.2.1 Inteligentne pampersy	12
1.2.2 Urządzenia do monitorowania podstawowych parametrów życiowych	13
1.3 Cel pracy	14
1.4 Układ pracy	14
<b>2. Warstwa sprzętowa urządzenia</b>	<b>15</b>
2.1 Schemat podłączenia czujników do Raspberry Pi	15
2.2. Elementy składające się na inteligentną platformę medyczną	17
2.2.1. Raspberry Pi model 3B+	17
2.2.2. Czujnik temperatury DS18B20	17
2.2.3. Czujnik temperatury i wilgotności DHT11	18
2.2.4 Czujnik MPU6050	18
2.2.5 Analogowy moduł optoelektronicznego czujnika pulsu PS01	18
2.2.6 Analogowy czujnik EKG Vernier BTA	18
2.2.7 Przetwornik analogowo-cyfrowy MCP3008	19
<b>3. Specyfikacja wewnętrzna</b>	<b>21</b>
3.1 Komunikacja czujników z Raspberry Pi	21
3.1.1 Protokół komunikacyjny 1-wire	21
3.1.2 Interfejs I2C	21
3.1.3 Interfejs SPI	21
3.2 Implementacja kodu programu	22
3.2.1 Skrypty języka Python	22
3.2.1.1 Czujnik temperatury - temperature.py	22
3.2.1.2 Czujnik wilgotności - humidity.py	22
3.2.1.3 Akcelerometr - accelerometer.py	22
3.2.1.4 Przetwornik analogowo-cyfrowy - MCP3008.py	23
3.2.1.5 Czujnik pulsu - pulsesensor.py	23
3.2.1.6 Czujnik EKG - ekgsensor.py	23

3.2.2 Skrypty języka bash	23
3.3 Zasada działania inteligentnej platformy medycznej	24
<b>4. Specyfikacja zewnętrzna</b>	<b>25</b>
4.1 Opis funkcjonalności interfejsu graficznego	26
4.1.1 Monitorowanie pomiarów	26
4.1.2 Archiwizacja danych	27
4.1.3 Graficzne przedstawienie zmienności pomiarów w czasie	28
<b>5. Testy</b>	<b>29</b>
<b>6. Rezultaty</b>	<b>32</b>
<b>7. Podsumowanie</b>	<b>34</b>
<b>Dodatek A: Schemat elektryczny</b>	<b>36</b>
<b>Dodatek B: Schemat płytki PCB</b>	<b>37</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>38</b>

# Spis rysunków

1.1. Anatomia układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego mięśnia sercowego [9]	8
1.2. Związek zjawisk mechanicznych i elektrycznych zachodzących podczas aktywności mięśnia sercowego wraz z zmianami pola elektrycznego i zapisem elektrograficznym [9]	9
1.3. Rejestrowane sygnały z odprowadzeń dwubiegunowych kończynowych (Einthovena)	10
1.4. Rejestrowane sygnały z odprowadzeń jednobiegunowych kończynowych (Goldbergera) [9]	10
1.5. Zestaw jednobiegunowych odprowadzeń przedsercowych Wilsona umiejscowionych na grzbiecie [9]	10
1.6. Przebieg sygnału reprezentującego nasilenie przepływu krwi w tętnicy wspólnej (1) oraz tętnicy promieniowej (2) [10]	11
2.1. Schemat połączeń minikomputera Raspberry Pi z elementami elektronicznymi urządzenia stworzony w środowisku Fritzing	15
2.2. Rzeczywiste połączenie elementów elektronicznych umieszczonych na płytkach stykowych z mikrokomputerem Raspberry Pi	16
2.3. Schemat blokowy inteligentnej platformy medycznej opartej o Raspberry Pi	17
2.4. Poprawne umieszczenie elektrod na ciele [16]	19
3.1. Schemat blokowy programu konsolowego	24
3.2. Schemat ideowy zasady działania urządzenia	24
4.1. Główny widok aplikacji - pulpit platformy Domoticz (pełna wersja strony)	25
4.2. Pulpit platformy Domoticz (wersja mobilna strony)	26
4.3. Pulpit platformy Domoticz (aplikacja mobilna)	26
4.4. Pole <i>Temperatura</i>	27
4.5. Pole <i>Ruch</i>	27
4.6. Pole <i>Pieluszka</i>	27
4.7. Pole <i>Wilgotność</i>	27
4.8. Pole <i>Puls (czujnik pulsu)</i>	27
4.6. Pole <i>Pieluszka</i>	27
4.7. Pole <i>Wilgotność</i>	27
4.8. Pole <i>Puls (czujnik pulsu)</i>	27
4.9. Pole <i>Puls (czujnik EKG)</i>	27
4.10. Zapisane pomiary z akcelerometru określające brak lub wystąpienie ruchu w czasie	27
4.11. Graficzne przedstawienie pomiarów z czujnika temperatury w skali doby, miesiąca oraz roku	28
5.1. Wykres przedstawiający zmienność temperatury w czasie testowania czujnika temperatury DS18B20	29
5.2. Wyniki pomiaru wilgotności pieluszki wyświetlone w oknie konsoli podczas testowania czujnika DHT11	30
5.3. Rezultaty testowania czujnika przyspieszeń liniowych MPU6050	31

A. Schemat elektryczny inteligentnej platformy medycznej opartej o Raspberry Pi wykonany w programie Fritzing	36
B. Schemat płytki PCB inteligentnej platformy medycznej wykonany w programie Fritzing	37

# Spis tabel

5.1. Pomiary temperatury wykonane w ramach testowania czujnika temperatury DS18B20	29
5.2. Pomiary wilgotności wykonane w ramach testowania czujnika wilgotności DHT11	30
5.3. Pomiary pulsu wykonane w ramach testowania czujnika pulsu PS01 oraz EKG Varnier Beta	31





# 1. Wstęp

Według Światowej Organizacji Zdrowia (WHO) zdrowie to nie tylko całkowity brak choroby czy kalectwa, ale także stan pełnego, fizycznego, umysłowego i społecznego dobrostanu [1]. Ze względu na znaczny wzrost liczby ludność powyżej 60 roku życia wraz z jednoczesnym wydłużeniem średniej długości życia wzrosło również zapotrzebowanie na świadczenia i usługi z sektora zdrowotnego. Szacuje się, że w 2050 roku nawet 40% społeczeństwa będą stanowiły osoby po 60 roku życia [2]. Rozwój telemedycyny kolokwialnie określanej mianem medycyny na odległość jest rozwiązaniem pozwalającym na wsparcie oraz poprawę jakości świadczeń opieki zdrowotnej. Dodatkowo jej zastosowanie wspiera codzienne monitorowanie zdrowia. Dzięki temu możliwe jest wcześniejsze rozpoznanie zmian chorobowych, co w konsekwencji oznacza wcześniejsze przeprowadzenie diagnozy oraz o ile jest to konieczne - wdrożenie leczenia.

Przedmiotem niniejszej pracy było skonstruowanie uniwersalnej platformy medycznej umożliwiającej podłączenie czujników do pomiaru podstawowych parametrów życiowych m.in. pulsu, temperatury ciała, EKG i innych. Do tego celu wykorzystano mikrokomputer Raspberry Pi. Potencjalne zastosowanie stworzonej inteligentnej platformy wykracza poza jedynie monitorowanie zdrowia. Zastosowanie czujników do pomiaru przyspieszeń liniowych oraz wilgotności pampersa umożliwiło stworzenie platformy dedykowanej przede wszystkim osobom o znacznym stopniu niepełnosprawności, obłożnie chorym, starszym bądź niemowlętom i dzieciom. Pomiar aktywności serca, temperatury ciała czy częstotliwości oddawania moczu lub kału oraz dynamiczności wykonywanych ruchów ciała pozwoliło na stworzenie unikatowego urządzenia wraz z dedykowanym interfejsem graficznym. Umożliwia one stałe monitorowanie stanu zdrowia pacjenta, kontrolę wilgotności pampersa oraz wykrywanie ruchu ciała. Jednak najważniejszą motywacją do podjęcia się tej tematyki była pomoc obłożnie chorym osobom, dla których ciągłe monitorowanie stanu zdrowia może okazać się w każdym momencie ratunkiem dla życia.

## 1.1 Podstawy teoretyczne

Biosygnaly ze względu na naturę fizyczną możemy podzielić na: elektryczne, magnetyczne, chemiczne, akustyczne, cieplne, mechaniczne i promieniste [7]. Z perspektywy omawianego projektu najistotniejszymi sygnałami biologicznymi są: elektryczne, mechaniczne oraz termiczne.

Dzięki zjawisku repolaryzacji i depolaryzacji komórek żywych, z których zbudowane są narządy ludzkie możliwe jest monitorowanie ich aktywności oraz pracy poprzez akwizycję sygnału elektrycznego. Repolaryzacja komórki oznacza powstanie różnicy potencjałów między wnętrzem komórki a zewnętrzną powierzchnią błony komórkowej, czyli powrót napięcia błonowego do stanu pierwotnego. Spowodowana jest aktywnością kanałów potasowych umożliwiających ruch jonów potasu w kierunku przeciwnym do jonów sodu poruszających się z wnętrza komórki na zewnątrz. Wykazująca ujemne napięcie powierzchnia wewnętrzna zbudowana jest z nieprzewodzących fosfolipidów, natomiast jej otoczenie stanowi płyn międzykomórkowy. Depolaryzacja zatem oznacza zmniejszenie elektroujemnego potencjału elektrycznego błony komórkowej. Jest ona następstwem pobudzeniem dokomórkowych kanałów sodowych. W przypadku depolaryzacji komórki jej potencjał

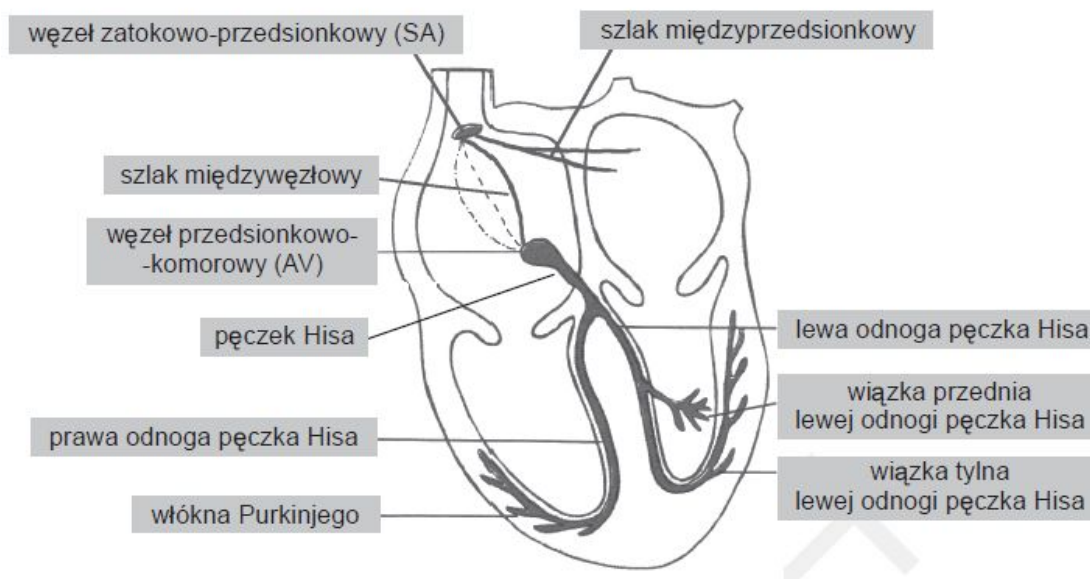
zmienia się w zakresie od -80 mV do +10mV. Z perspektywy mięśnia sercowego następstwem jego depolaryzacji jest pobudzenie kardiomiocytu do skurczu.

### 1.1.1 Sygnał EKG

Elektrokardiografia (EKG) umożliwia akwizycję oraz monitorowanie pracy serca, a konkretnie jego potencjałów czynnościowych. Prądy czynnościowe towarzyszą każdemu skurczowi mięśnia sercowego. Pod tym pojęciem rozumiany jest przeważnie wypadkowy wektor pola elektrycznego przenoszony na prostą wyznaczoną w przestrzeni przez punkty kanału elektrod pomiarowych ze skórą [8].

Układ bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzący serca odpowiada za wytwarzanie oraz przewodzenie impulsów depolaryzujących komórki mięśnia sercowego. Składa się z włókien mięśniowych, które pozbawione są właściwości kurczliwych. Dodatkowo niektóre włókna posiadają zdolność do samoczynnej depolaryzacji, to znaczy wytwarzają bodźce. Do głównych części układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego serca należy:

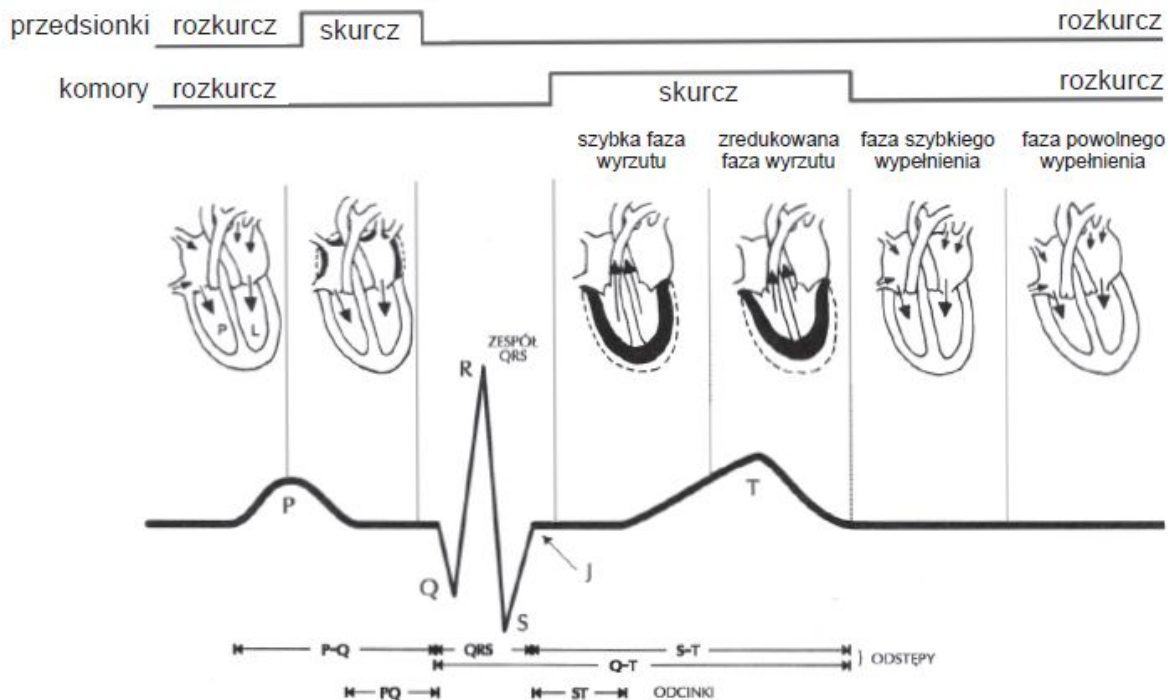
- węzeł zatokowo-przedsionkowy,
- szlak międzyprzedsionkowy tzw. wiązka Bachmanna,
- szlaki międzywęzłowe: przedni, środkowy, tylny,
- węzeł przedsionkowo-komorowy,
- pęczek Hisa,
- włókna Purkiniego.



Rysunek 1.1: Anatomia układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego mięśnia sercowego [9]

Pobudzenie wytwarzane jest poprzez węzeł zatokowo-przedsionkowy. Następnie rozprzestrzenia się na komórki mięśniowe prawego i lewego przedsionka (przy pomocy szlaku międzyprzedsionkowego). Skutkiem tego jest skurcz przedsionków oraz transport krwi do komór serca. Dodatkowo pobudzenie szerzy się do węzła przedsionkowo-komorowego leżącego na granicy przedsionków i komór serca poprzez szlak międzywęzłowy. W węźle tym nie następuje akwizycja

zjawisk elektrycznych, ze względu na to, iż ośrodek ten charakteryzują się małą prędkością przewodzenia. Dzięki temu możliwa jest synchronizacja pracy przedsionków i komór serca. Depolaryzacja przegrody międzykomorowej rozpoczyna się w po przejściu pobudzenia przez pęczek Hisa. Następnie pobudzenie obejmuje także koniuszek serca oraz prawą i lewą komorę mięśnia sercowego. Włókna Purkiniego stanowiące rozgałęzienie są ostatnim elementem w układzie bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącym mięśnia sercowego.



Rysunek 1.2: Związek zjawisk mechanicznych i elektrycznych zachodzących podczas aktywności mięśnia sercowego wraz z zmianami pola elektrycznego i zapisem elektrograficznym [9]

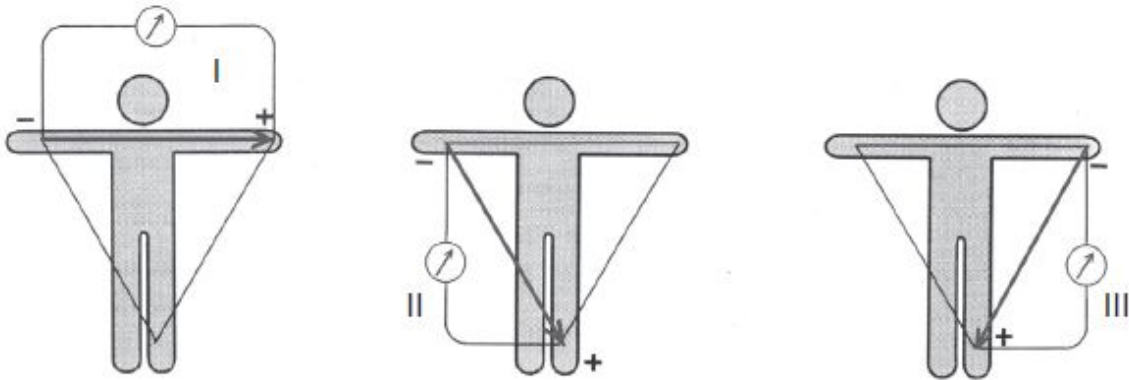
Podstawowe parametry diagnostyczne EKG:

- linia izoelektryczna – linia pozioma zarejestrowana w czasie, gdy żadne zjawiska elektryczne nie są rejestrowane, stanowi punkt referencyjny podczas interpretacji elektrokardiogramu,
- załamek P – reprezentuje depolaryzację oraz skurcz przedsionków,
- odstęp PQ – jest to czas przejścia impulsu pobudzenia elektrycznego z węzła zatokowo-predsionkowego do komór serca,
- zespół QRS – rezultat depolaryzacji mięśnia komór serca to znaczy skurcz komór, jest największą amplitudowo wartością zarejestrowaną na osi czasu EKG.
- odstęp QT – oznacza całkowity czas pobudzenia mięśnia roboczego komór mięśnia sercowego,
- załamek T – reprezentuje repolaryzację lewej oraz prawej komory.

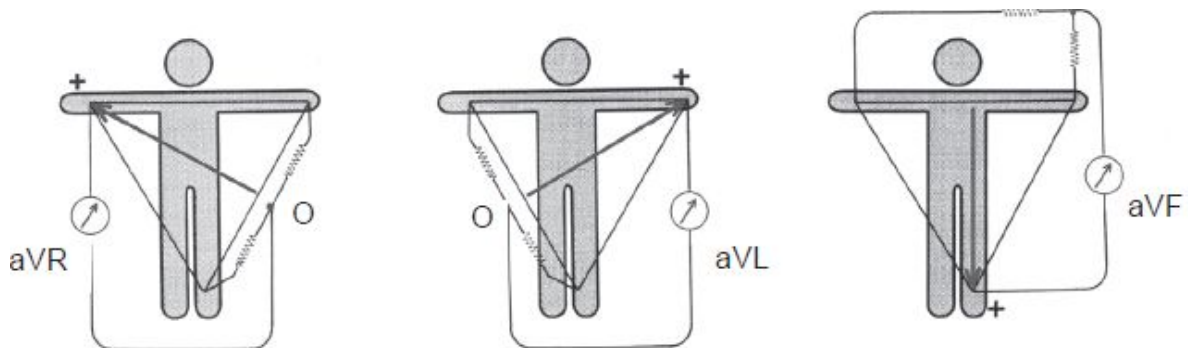
Rejestracja sygnału EKG odbywa się na podstawie odprowadzeń jedno- oraz dwubiegunowych. Za odprowadzenia uważa się zestaw elektrod, pomiędzy którymi dokonywany jest pomiar różnicy potencjałów. Standardowe 12-odprowadzeniowe badanie EKG obejmuje odprowadzenia:

- dwubiegunowe kończynowe (Einthovena): I, II, III,

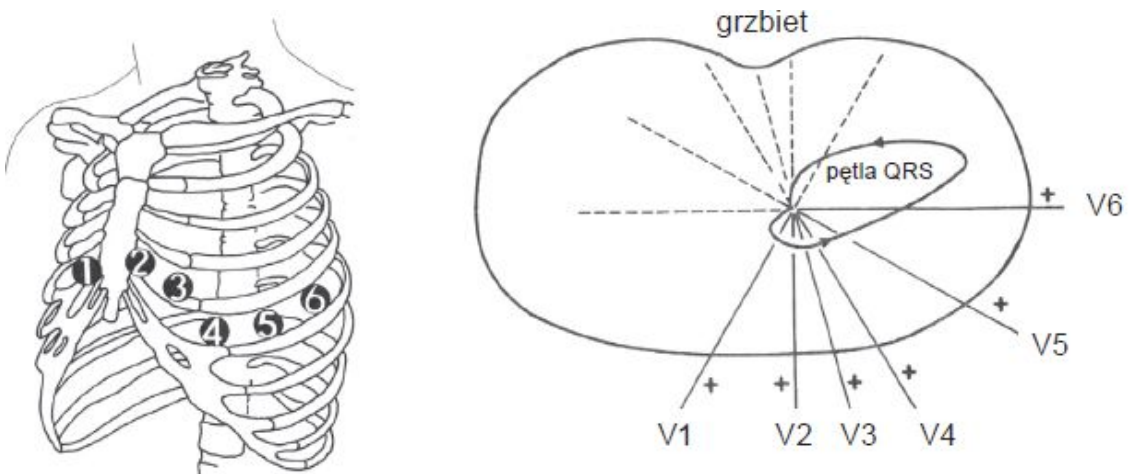
- jednobiegunowe kończynowe (Goldbergera): aVL, aVR, aVF,
- jednobiegunowe przedsercowe (Wilsona): V1-V6.



Rysunek 1.3: Rejestrowane sygnały z odprowadzeń dwubiegunowych kończynowych (Einthovena) [9]



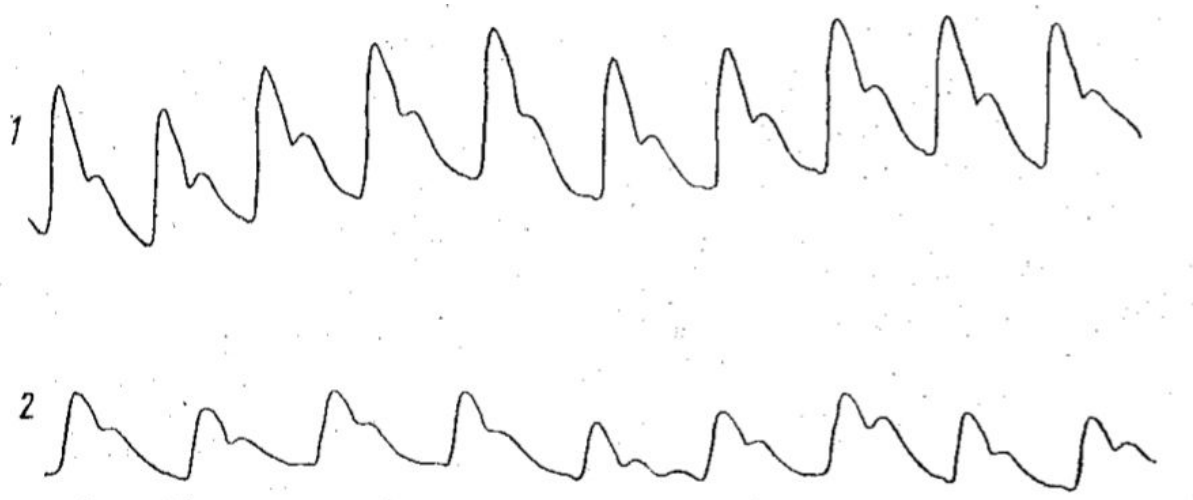
Rysunek 1.4: Rejestrowane sygnały z odprowadzeń jednobiegunowych kończynowych (Goldbergera) [9]



Rysunek 1.5: Zestaw jednobiegunowych odprowadzeń przedsercowych Wilsona umiejscowionych na grzbiecie [9]

### 1.1.2 Tętno

Podczas wtłaczania krwi do aorty z lewej komory podczas pojedynczego skurczu następuje wzrost ciśnienia, wytworzenie fali ciśnieniowej a także odkształcenie ścian naczynia tętniczego. Puls inaczej zwany tętnem to miarowy ruch naczyń krwionośnych jest wynikiem pracy mechanicznej serca. Zależy zatem od skurczów serca, elastyczności ścian naczyń oraz ich przebiegu. Rozchodzi się wzdłuż ścian tętnicy od serca do naczyń przedwłosowatych oraz włosowatych. W tętnicach o ścianach elastycznych fala tętna przesuwa się wolniej, natomiast w ścianach o mniejszej elastyczności rozchodzi się z większą prędkością [10].



Rysunek 1.6: Przebieg sygnału reprezentującego nasilenie przepływu krwi w tętnicy wspólnej (1) oraz tętnicy promieniowej (2) [10]

Graficzne przedstawienie fali tętna zwane jest sfigmografem. Sfigmograf rozpoczyna się gwałtownym wzrostem amplitudy, który jest spowodowany wzrostem ciśnienia krwi poruszającej się z komory serca do tętnicy głównej. W następnym etapie amplituda zmniejsza się a sam przebieg przechodzi w ramię zwane zstępującym. Ponownie amplituda sygnału zwiększa się, ponieważ następuje odbicie się krwi od zastawek tętnicy głównej. W kolejnych próbkach czasu następuje powolny spadek amplitudy fali tętna.

Pomiar tętna dokonywany jest w miejscach, w których naczynia tętnicze leżą płytko pod powierzchnią skóry. Najczęściej badanie obejmuje tętnice: szyjną zewnętrzną, ramienną, skroniową, udową, podkolanową oraz grzbietową stopy. Pomiar pulsu najczęściej jest dokonywany metodą bezinwazyjną i polega na ucisku skóry dwoma palcami, w miejscu gdzie wyczuwalna jest jedna z wymienionych powyżej tętnic. Do najważniejszych właściwości fizycznych tętna należy jego: częstotliwość, rytm, wypełnienie, czyli amplituda, napięcie, chybkość, symetria oraz jednoimiennność [11]. Tętno nie jest wartością stałą i zmienia się w zależności od wielu czynników, do których między innymi należy wiek. W przypadku dorosłego, zdrowego człowieka wynosi średnio 70 uderzeń serca na minutę. Znacznie odbiegająca wartość tętna od normy może informować o chorobie układu krwionośnego.

## 1.2 Rozwiązania alternatywne

Ciągły i dynamiczny rozwój telemedycyny jest podyktowany pilnymi potrzebami zarówno społecznymi jak i ekonomicznymi [3]. Wzrost ten napędzają coraz to nowsze rozwiązania medyczne umożliwiające monitorowanie podstawowych parametrów życiowych. Dodatkowo urządzenia wielokanałowe nierzadko pozwalają nie tyle na polepszenie jakości życia człowieka ale przede wszystkim na ratowanie życia w przypadku drastycznego pogorszenia stanu zdrowia. Rynek rozwiązań wielokanałowych to nie tylko urządzenia medyczne ale również kolokwialnie zwane gadżety pozwalające na monitorowanie na przykład aktywności pracy serca oraz częstotliwości jego pracy w wykonywaniu codziennych czynności czy podczas uprawiania sportu.

Porównanie inteligentnej platformy medycznej będącej tematem projektu oraz dostępnych obecnie urządzeń pozwoliło na zapoznanie się z ewentualnymi rozwiązaniami problemu akwizycji oraz wizualizacji danych pochodzących z czujników. Dodatkowo umożliwiło rozeznanie wśród istniejących już urządzeń wielokanałowych oraz telemedycznych.

### 1.2.1 Inteligentne pampersy

Inteligentne pampersy informujące o konieczności ich zmiany znalazły już zastosowanie wśród konsumentów. Przykładem takiego urządzenia jest Opro9 [4], będący inteligentnym, bezprzewodowym sensorem wilgoci. Jego użytkowanie pozwala na optymalne przewijanie dziecka. Dedykowana do urządzenia aplikacja mobilna zapewnia powiadomienie w przypadku konieczności zmiany pampersa. Zapis czasu zmiany pampersa oraz jego archiwizacja umożliwia rodzicom przewidywanie następnej wymiany pieluszki oraz monitorowanie częstotliwości oddawania moczu. W tym przypadku urządzenie jest dostosowane zarówno dla dzieci, jak i osób dorosłych. Dodatkowo umożliwia pomiar temperatury ciała.

Kolejnym podobnym rozwiązaniem jest pampers - Pixie Smart Pad[5]. Umożliwia on śledzenie nieregularności i odchylenia od normy w przypadku oddawania moczu. Jednakże w tym przypadku nie chodzi jedynie o wielorazowe urządzenie a jednorazową pieluszkę. Inteligentne rozwiązanie zawiera w sobie powierzchnię testową składającą się z nietoksycznych pasków reagujących z moczem. Jej działanie opiera się na reakcji z leukocytami, azotanami i innymi substancjami. Wynik jest następnie przekazywany do aplikacji mobilnej poprzez zeskanowanie kodu QR pieluszki. W tym przypadku urządzenie poza pomiarem wilgoci pieluchy nie posiada innych funkcjonalności.

Informowanie rodziców o zmianie pieluszki dziecka poprzez media społecznościowe jest wykorzystane w urządzeniu TweetPee [6]. Jest to jednak jedynie prototypowe rozwiązanie producenta pampersów Huggies. W przyszłości ma umożliwić obserwację zużycia pieluszek oraz analizę oddawania moczu przez dziecko poprzez aplikację mobilną.

Rozwiązania wyżej wymienione służą głównie do pomiaru wilgotności pieluszki. Nie skomercjalizowano dotąd urządzeń, które poza informowaniem opiekunów o konieczności zmiany pampersa pozwoliłyby również monitorować podstawowe parametry życiowe człowieka.

## 1.2.2 Urządzenia do monitorowania podstawowych parametrów życiowych

Monitorowanie, analiza oraz archiwizacja parametrów życiowych takich jak częstotliwość pracy serca, jego elektryczne pobudzenia czy temperatura ciała stanowią podstawę dla urządzeń o charakterze wielokanałowym. Rozwiązania te nierzadko są jedynie dodatkową funkcjonalnością na przykład w inteligentnych zegarkach lub bransoletkach, zatem nie stanowią one wyrobów medycznych. Tego typu możliwości pozwalają nie tyle na podniesienie jakości życia, co na przykład optymalizację treningu a w rezultacie osiąganie lepszych wyników. Jest to spowodowane możliwością ciągłego monitorowania aktywności pracy serca, jak również dostępem do statystyk z poprzednich treningów.

Akwizycja danych częstotliwości pracy serca w zegarkach największych producentów urządzeń elektronicznych takich jak Samsung odbywa się na zasadach fotometrii. Jest to tak zwany optyczny pomiar tętna. Zasada działania tego typu czujnika opiera się na wysyłaniu wiązki promieni świetlnych przez nadajnik a następnie ich odbioru poprzez odbiornik. Zarejestrowane światło po odbiciu jest równe częstotliwości pracy serca. Jest to wynikiem zróżnicowanej tłumienności światła przez tkankę, której wartość zależy od aktualnego objętości wypełniającej ją krwi. Na podstawie prawa Snelliusa wiadomo, że światło przechodzące przez obiekt jest wyłącznie częścią światła emitowanego przez źródło w tym przypadku diodę LED. Pozostała jego część ulega odbiciu. W ten sposób używając detektora znajdującego się po tej samej stronie co źródło jesteśmy w stanie je zarejestrować.

Innym rodzajem urządzeń telemedycznych do rejestracji sygnałów biomedycznych są wyroby medyczne służące diagnozowaniu, monitorowaniu i zapobieganiu chorobom. W przypadku elektrokardiografii również istnieją rozwiązania pozwalające na pomiar aktywności elektrycznej serca w domu przy jednocześnie ciągłym wsparciu kardiologa na odległość. Przykładem takiego aparatu jest wyrób medyczny firmy Pro-Plus o nazwie EHO [11]. Przenośny aparat do telediagnostyki oraz telemonitorowania umożliwia wykonanie badania EKG a następnie jego zapis oraz automatyczny przesył do centrum monitorowania kardiologicznego przy pomocy tylko jednego przycisku. Przesłanie danych jest możliwe, dzięki wbudowanemu modemowi GPM. Dodatkowo pozwala również na lokalizowanie pacjentów a także tworzenie dla pacjenta bezpiecznych stref. Jest ono skonstruowane dla osób, u których wykryto ryzyko wystąpienie problemów kardiologicznych lub u tych z trudnymi do wykrycia wadami krążenia.

W razie akwizycji pomiarów znacznie odbiegających od normy system jest w stanie je rozpoznać oraz niezwłocznie poinformować o tym fakcie lekarza kierującego leczeniem pacjenta. Dzięki temu lekarz ma możliwość natychmiastowego zaalarmowania pacjenta o jego stanie zdrowia a następnie jego poinstruowanie co do dalszego postępowania.

## 1.3 Cel pracy

Celem pracy było zaprojektowanie inteligentnej i uniwersalnej platformy medycznej opartej o Raspberry Pi pozwalającej na odczyt danych z czujników do pomiaru: temperatury ciała, pulsu, EKG, wilgotności pieluszki oraz przyspieszeń liniowych. Dodatkowo założenia projektowe obejmowały skonstruowanie platformy do wizualizacji otrzymanych danych z czujników oraz implementację kodu umożliwiającego obsługę interfejsu graficznego. Realizacja niniejszego projektu poza poszerzeniem wiedzy z zakresu elektroniki wymagała:

- instalacji systemu operacyjnego Raspbian Noobs,
- konfiguracji połączenia z Raspberry Pi za pomocą protokołu SSH,
- doboru czujników cyfrowych i analogowych oraz przetwornika analogowo-cyfrowego,
- zaprojektowania i wykonania prototypu urządzenia na płytce stykowej,
- implementacji skryptów w języku Python umożliwiającego przetwarzanie, w tym skalowanie otrzymanych wartości z czujników,
- konfiguracji połączenia bezprzewodowego Raspberry Pi z systemem Domoticz,
- napisania skryptów BASHa umożliwiających przesył danych oraz ich wizualizację na platformie Domoticz,
- testowania poprawności pracy czujników oraz analizy wyników,
- wykonania schematu elektrycznego i projektu płytki PCB.

## 1.4 Układ pracy

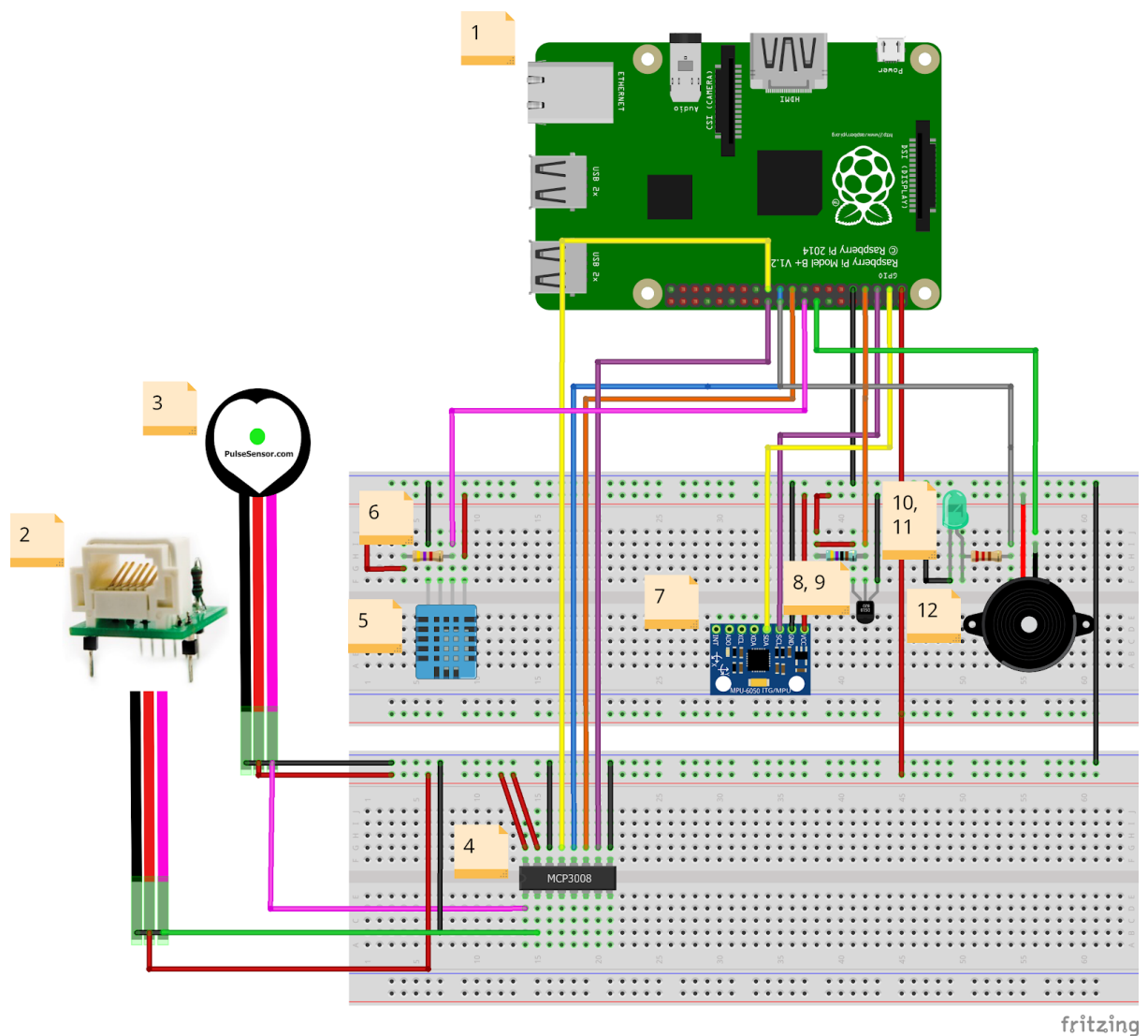
Niniejsza praca składa się z siedmiu rozdziałów. Pierwszy z nich pozwala na wprowadzenie do zagadnień poruszanych w pracy, jak również określenie celu projektu. Rozdział drugi umożliwia dokładne zapoznanie się z zasadą działania elementów inteligentnej platformy medycznej. Kolejny rozdział z kolei ma na celu przybliżenie architektury oprogramowania urządzenia. Czwarty rozdział opisuje elementy interfejsu graficznego wraz z określeniem zasad użytkowania aplikacji. Następny rozdział zawiera opis wykonanych testów. Rozdział o numerze sześć służy omówieniu rezultatów uzyskanych we wcześniej opisanych testach platformy medycznej. Ostatni rozdział to podsumowanie pracy, wnioski oraz potencjalne kierunki rozwoju projektu w przyszłości. Do pracy dołączono również materiały wykorzystywane w czasie projektu, a także noty katalogowe wykorzystywanych elementów elektronicznych, jak również schemat elektryczny i projekt płytki PCB.



## 2. Warstwa sprzętowa urządzenia

Uniwersalna platforma medyczna będąca przedmiotem niniejszej pracy została oparta o minikomputer Raspberry Pi. Na urządzenie składa się wiele elementów elektronicznych, których lista, sposób podłączenia oraz krótki opis zostały opisane poniżej.

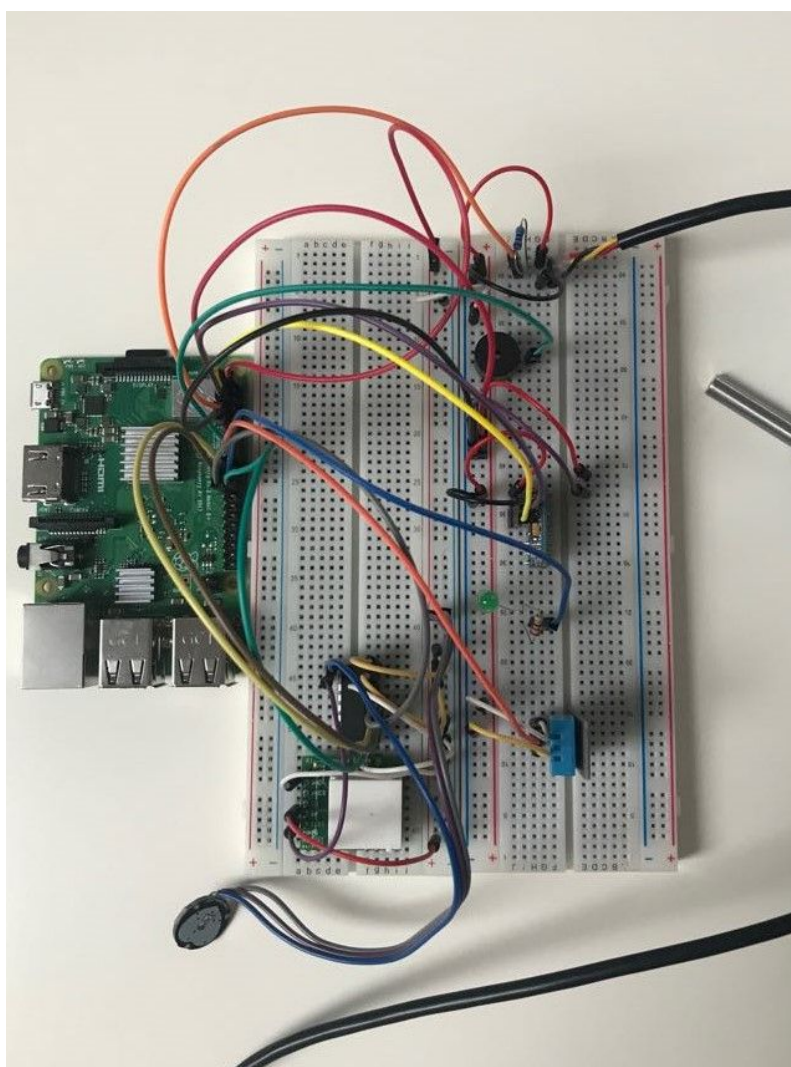
### 2.1 Schemat podłączenia czujników do Raspberry Pi



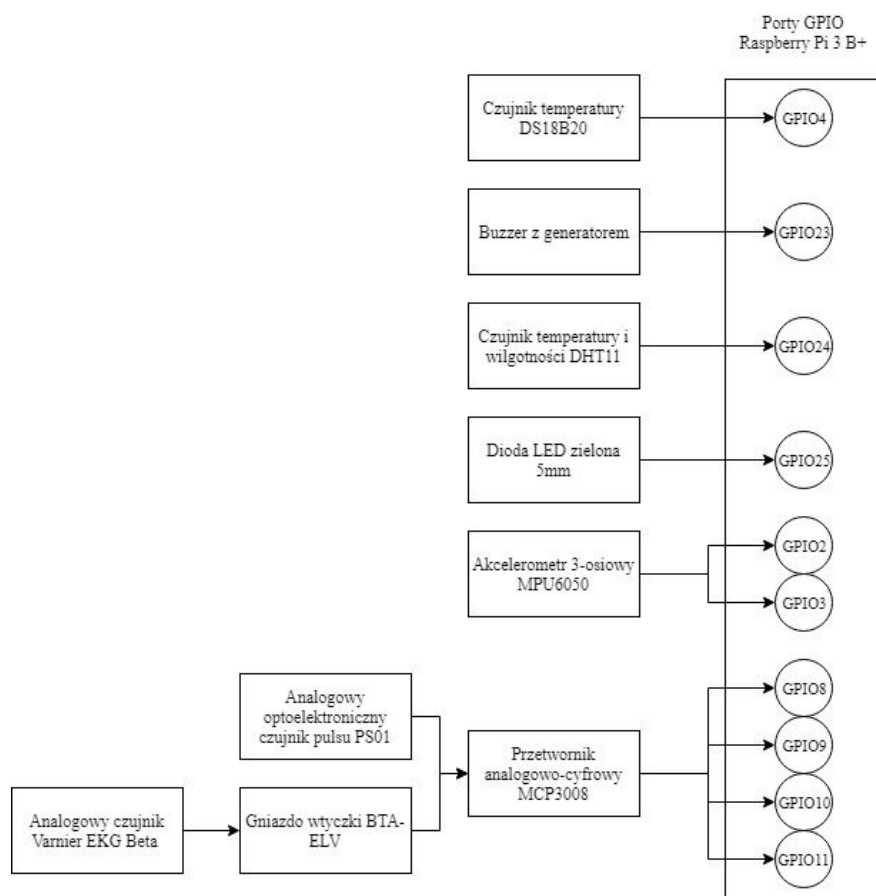
Rysunek 2.1: Schemat połączeń minikomputera Raspberry Pi z elementami elektronicznymi urządzenia stworzony w środowisku Fritzing

Części elektroniczne wchodzące w skład inteligentnej platformy medycznej:

1. Raspberry Pi 3 B+,
2. gniazdo wtyczki BTA-ELV oraz czujnik EKG-Varnier EKG Beta,
3. moduł optoelektronicznego czujnika pulsu PS01,
4. przetwornik analogowo-cyfrowy MCP3008,
5. czujnik temperatury i wilgoci DHT11,
6. rezystor 4.7 k $\Omega$ ,
7. akcelerometar MPU6050,
8. rezystor 4.7 k $\Omega$ ,
9. czujnik temperatury DS18B20,
10. dioda
11. rezystor 220  $\Omega$ ,
12. brzęczyk (ang. buzzer).



Rysunek 2.2: Rzeczywiste połączenie elementów elektronicznych umieszczonych na płytkach stykowych z mikrokomputerem Raspberry Pi



Rysunek 2.3: Schemat blokowy inteligentnej platformy medycznej opartej o Raspberry Pi

## 2.2. Elementy składające się na inteligentną platformę medyczną

### 2.2.1. Raspberry Pi model 3B+

Raspberry Pi jest minikomputerem wyposażonym w m.in. 4-rdzeniowy procesor BCM2837, pamięć RAM (1 GB), złącza USB, Ethernet, HDMI oraz złącze karty microSD. Dodatkowo posiada moduł WiFi, Bluetooth oraz złącza GPIO (40 pinów cyfrowych). Dzięki nim możliwe jest podłączenie dodatkowych elementów elektronicznych takich jak czujniki medyczne. Jest zasilany napięciem podanym na złącze 5V poprzez microUSB. Raspberry Pi 3 B+ jest kompatybilne z systemem operacyjnym: Linux (Raspbian, Debian, Fedora lub Arch Linux) oraz Windows 10 Internet of Things [13].

### 2.2.2. Czujnik temperatury DS18B20

Czujnik temperatury DS18B20 jest czujnikiem cyfrowym posiadającym interfejs 1-wire. Jego realizacja odbywa się poprzez jedną linię transmisji danych. Dzięki temu do komunikacji wykorzystywany jest tylko jeden pin. Jego zakres działania mieści się w przedziale  $-55^{\circ}\text{C}$  do  $125^{\circ}\text{C}$ . Może być zasilany napięciem od 3.0 do 5.5 V. Dokładność działania czujnika w zakresie od  $-10^{\circ}\text{C}$  do  $85^{\circ}\text{C}$  wynosi  $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ .

### 2.2.3. Czujnik temperatury i wilgotności DHT11

Cyfrowy czujnik umożliwiający pomiar temperatury oraz wilgotności. Jest zasilany napięciem od 3 V do 5.5 V. Zakres pomiarowy wbudowanego termometru wynosi od 0°C do 50 °C, natomiast wilgotności od 20 do 95%. Dokładność w przypadku termometru równa się  $\pm 2^{\circ}\text{C}$  oraz  $\pm 5\%$  dla czujnika wilgotności. Czujnik DHT11 komunikuje się z systemem mikroprocesorowym na podstawie interfejsu szeregowego.

### 2.2.4 Czujnik MPU6050

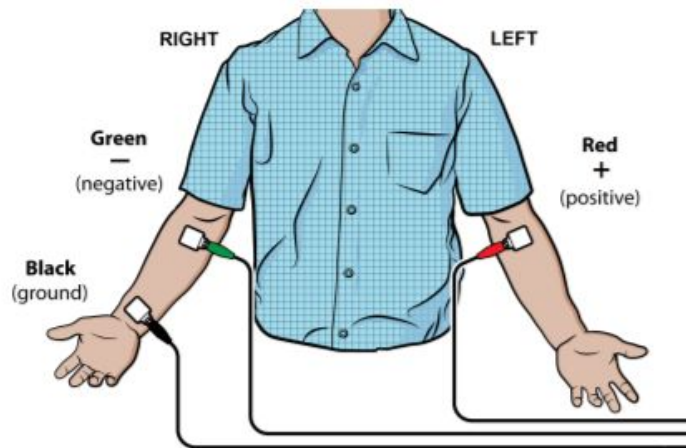
MPU6050 jest czujnikiem posiadającym 3-osiowy żyroskop oraz akcelerometr, dzięki którym możliwy jest pomiar przyspieszenia oraz prędkości kątowej. Zawiera on również 16 bitowy przetwornik. Czujnik może być zasilany napięciem z zakresu: 3.3 V - 5.0 V. Dodatkowa jednostka DMP (Digital Motion Processor) pozwala na przeliczenie uzyskanych danych z czujnika na położenie względem Ziemi.

### 2.2.5 Analogowy moduł optoelektronicznego czujnika pulsu PS01

Pomiar pulsu z analogowego czujnika pulsu PS01 jest możliwy dzięki rejestracji zmian w tkankach poprzez analizę odbitego światła. Jego działanie opiera się zatem na zasadach fotometrii. Dodatkowo zawiera wzmacniacz oraz eliminator szumów, dzięki którym możliwe jest otrzymanie dokładniejszego pomiaru. Czujnik zasilany jest napięciem od 3V do 5V. Długość generowanej fali świetlnej wynosi: 609 nm, Zawiera trzy wyprowadzenia: masę, zasilanie oraz jedno wyjście analogowe.

### 2.2.6 Analogowy czujnik EKG Vernier BTA

Czujnik pozwalający na przeprowadzenie standardowego, trójodprowadzeniowego EKG umożliwiającego akwizycję prądów czynnościowych serca. Akwizycja danych odbywa się dzięki trzem elektrodą: dodatniej-czerwonej, ujemnej-zielonej oraz czarnej oznaczającej uziemienie. Uzyskany sygnał na wyjściu jest analogowy, zatem niezbędne jest zastosowanie przetwornika A/C w celu otrzymania sygnału cyfrowego. Czujnik zasilany jest napięciem o wysokości 5V. Wzmocnienie sygnału wynosi: 1 mv sygnału rejestrowanego / 1 V sygnału wyjściowego. Offset jest równy około 1 V ( $\pm 0.3$  V).



Rysunek 2.4: Poprawne umieszczenie elektrod na ciele [16]

### 2.2.7 Przetwornik analogowo-cyfrowy MCP3008

10 bitowy przetwornik analogowo-cyfrowy posiadający 8 kanałów wykorzystuje szeregowy interfejs komunikacyjny SPI. Przetwornik A/C jest zasilany napięciem od 2.7 V do 5.5 V. Działanie przetwornika analogowo-cyfrowego opiera się na zamianie sygnału analogowego na cyfrowy. Jest to możliwe dzięki etapom zwanym próbkowanie, kwantyzacja oraz kodowanie. Sygnał wejściowy jest przetwarzany w celu osiągnięcia sygnału wyjściowego w postaci dyskretnej.



### 3. Specyfikacja wewnętrzna

Projekt będący przedmiotem pracy nie ograniczał się jedynie do skonstruowania platformy medycznej jako urządzenia ale także inicjalizacji kodu programu ją obsługującego. Pomiary, których akwizycja została przeprowadzona poprzez inteligentną platformę medyczną opartą o Raspberry Pi mogą zostać wyświetlone w formie aplikacji konsolowej. Dodatkowo ich monitorowanie w czasie rzeczywistym jest możliwe dzięki wykorzystaniu systemu automatyki domowej - Domoticz. Ze względu na licencję wolnego i otwartego oprogramowania platformy Domoticz (GNU General Public License v3.0) możliwe było jej wykorzystanie podczas tworzenia platformy medycznej.

#### 3.1 Komunikacja czujników z Raspberry Pi

Aby wizualizacja danych uzyskanych z czujników na platformie Domoticz była możliwa w pierwszej kolejności należy przesłać dane odczytane z czujników do minikomputera Raspberry Pi. Dokonać tego można za pomocą interfejsów zwanych także protokołami komunikacyjnymi. Połączenie wykorzystywanych czujników wraz z Raspberry Pi odbywa poprzez interfejsy: 1-wire, I<sup>2</sup>C oraz SPI. Czujnik temperatury DS18B20 przesyła dane do Raspberry Pi za pomocą 1-wire. Akcelerometr wykorzystuje interfejs I<sup>2</sup>C, natomiast przetwornik analogowo-cyfrowy, do którego podpięty jest czujnik pulsu oraz EKG - protokół SPI.

##### 3.1.1 Protokół komunikacyjny 1-wire

Protokół komunikacyjny 1-wire jest rodzajem szeregowego interfejsu asynchronicznego. Opiera się na pojedynczej linii danych. Poziomem odniesienia dla sygnału jest linia masy. W przypadku 1-wire wbudowany kondensator umożliwia gromadzenie energii z linii danych bez osobnego połączenia linii zasilania. Stan bezczynny jest określany jako stan wysoki. Magistrala pozwala na dwukierunkową komunikację na zasadzie master-slave. Master to w przypadku omawianego projektu Raspberry Pi, natomiast slave czujnik temperatury DS18B20.

##### 3.1.2 Interfejs I<sup>2</sup>C

Interfejs I<sup>2</sup>C wykorzystuje dwie, dwukierunkowe linie, dzięki którym możliwa jest transmisja danych. Pierwsza z nich jest linią danych (SDA), natomiast druga linią zegara (SCL). Protokół ten działa według logiki dodatniej. Oznacza to, że magistrala odpowiada na stan niski "0" logicznemu, zatem na stan wysoki "1" logicznej. Protokół umożliwia sterowanie wieloma urządzeniami jednocześnie. W przypadku I<sup>2</sup>C komunikacja rozpoczyna się zawsze od bitu START, następnie rozpoczyna się transfer, który ostatecznie kończy się bitem STOP.

##### 3.1.3 Interfejs SPI

Komunikacja odbywa się jednocześnie przez 3 linie: MOSI, MISO i SCLK. Pierwsza z nich odpowiada za przesył danych dla układu peryferyjnego, druga za odbiór danych z układu peryferyjnego. Trzecia linia to sygnał zegarowy. Urządzenia, z którymi komunikacja odbywa się po protokole SPI dzielą się na dwie grupy takie jak master oraz slave. Pierwsze z nich inicjują i kontrolują pierwszy etap, czyli wysyłanie danych. Natomiast drugie z nich odbierają informacje. Istotne jest to, że transmisja jest obustronna, zatem może się odbywać w tym samym czasie w obu kierunkach.

## 3.2 Implementacja kodu programu

Skrypty pozwalające na akwizycję danych z czujników, ich skalowanie a także przetwarzanie zostały zaimplementowane dzięki językowi programowania wysokiego poziomu - Python. Przesył wartości danych uzyskanych z czujników oraz ich wizualizacja za pomocą platformy Domoticz był natomiast możliwy dzięki powłoce systemowej UNIX oraz skryptów języka powłoki bash o rozszerzeniu .sh.

### 3.2.1 Skrypty języka Python

#### 3.2.1.1 Czujnik temperatury - *temperature.py*

- import biblioteki umożliwiającej obsługę oraz akwizycję danych z czujnika DS18B20,
- odczyt pomiaru z czujnika podłączonego do portu GPIO4,
- konfiguracja pinu 23 (podłączony buzzer) jako wyjście oraz ustawienie stanu wysokiego na pinie,
- inicjalizacja kodu alarmu w razie przekroczenia wartości progowej temperatury (37.0 °C) - zmiana stanu pinu 23 na niski.
- wyświetlenie wartości odczytanej z czujnika w konsoli,

#### 3.2.1.2 Czujnik wilgotności - *humidity.py*

- import biblioteki umożliwiającej obsługę oraz akwizycję danych z czujnika DHT11,
- odczyt pomiaru wilgotności z czujnika podłączonego do portu GPIO24,
- konfiguracja pinu 25 (podłączona dioda LED) jako wyjście oraz ustawienie stanu wysokiego na pinie,
- inicjalizacja kodu alarmu w razie przekroczenia wartości progowej wilgotności (95%) - zmiana stanu pinu 25 na niski.
- wyświetlenie wartości odczytanej z czujnika w konsoli,

#### 3.2.1.3 Akcelerometr - *accelerometer.py*

- import biblioteki umożliwiającej obsługę oraz akwizycję danych z czujnika MPU6050,
- odczyt pomiarów z czujnika podłączonego do portu GPIO2 oraz GPIO3,
- wyświetlenie danych w postaci trzech wartości odpowiadającym osi x, y oraz w konsoli.



#### 3.2.1.4 Przetwornik analogowo-cyfrowy - *MCP3008.py*

- import biblioteki umożliwiającej obsługę oraz akwizycję danych z przetwornika analogowo-cyfrowego MCP3008,
- inicjalizacja przetwornika A/C podłączonego do portu GPIO8, GPIO9 oraz GPIO10, GPIO11.

#### 3.2.1.5 Czujnik pulsu - *pulsesensor.py*

- odczyt pomiarów z kanału "0" przetwornika analogowo-cyfrowego MCP3008, do którego podłączony jest optoelektroniczny czujnik pulsu PS01,
- detekcja wierzchołków R w sygnale EKG - dobór progu, progowanie sygnału a następnie znalezienie lokalnych maksimów,
- wyznaczenie częstotliwości próbkowania,
- wyliczenie wartości pulsu,
- wyświetlenie wartości pulsu w konsoli.

#### 3.2.1.6 Czujnik EKG - *ekgsensor.py*

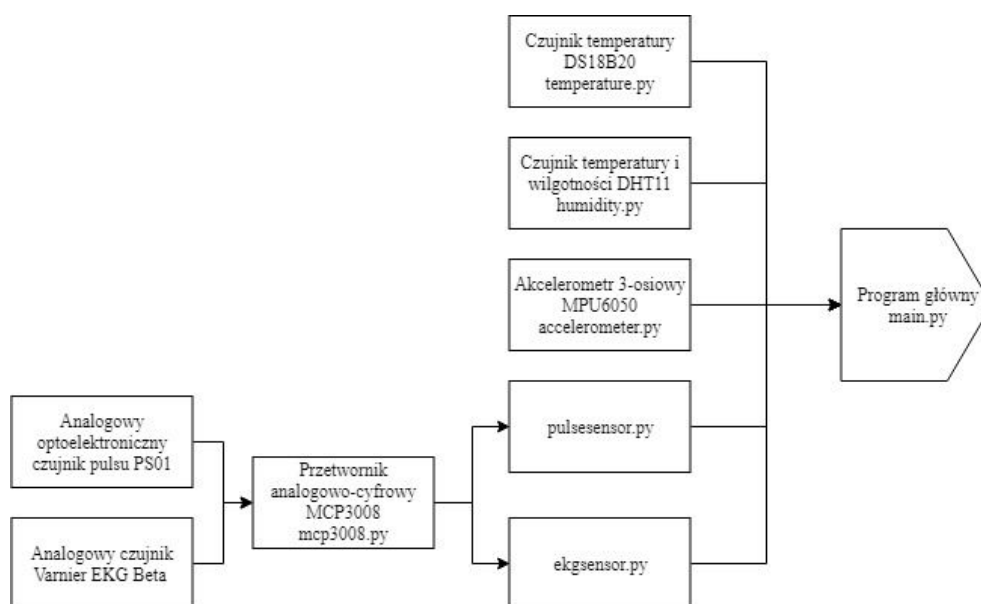
- odczyt pomiarów z kanału "1" przetwornika analogowo-cyfrowego MCP3008, do którego podłączony jest czujnik EKG,
- detekcja wierzchołków R w sygnale EKG - dobór progu, progowanie sygnału a następnie znalezienie lokalnych maksimów,
- wyznaczenie częstotliwości próbkowania,
- wyliczenie wartości pulsu,
- wyświetlenie wartości pulsu w konsoli.

### 3.2.2 Skrypty języka bash

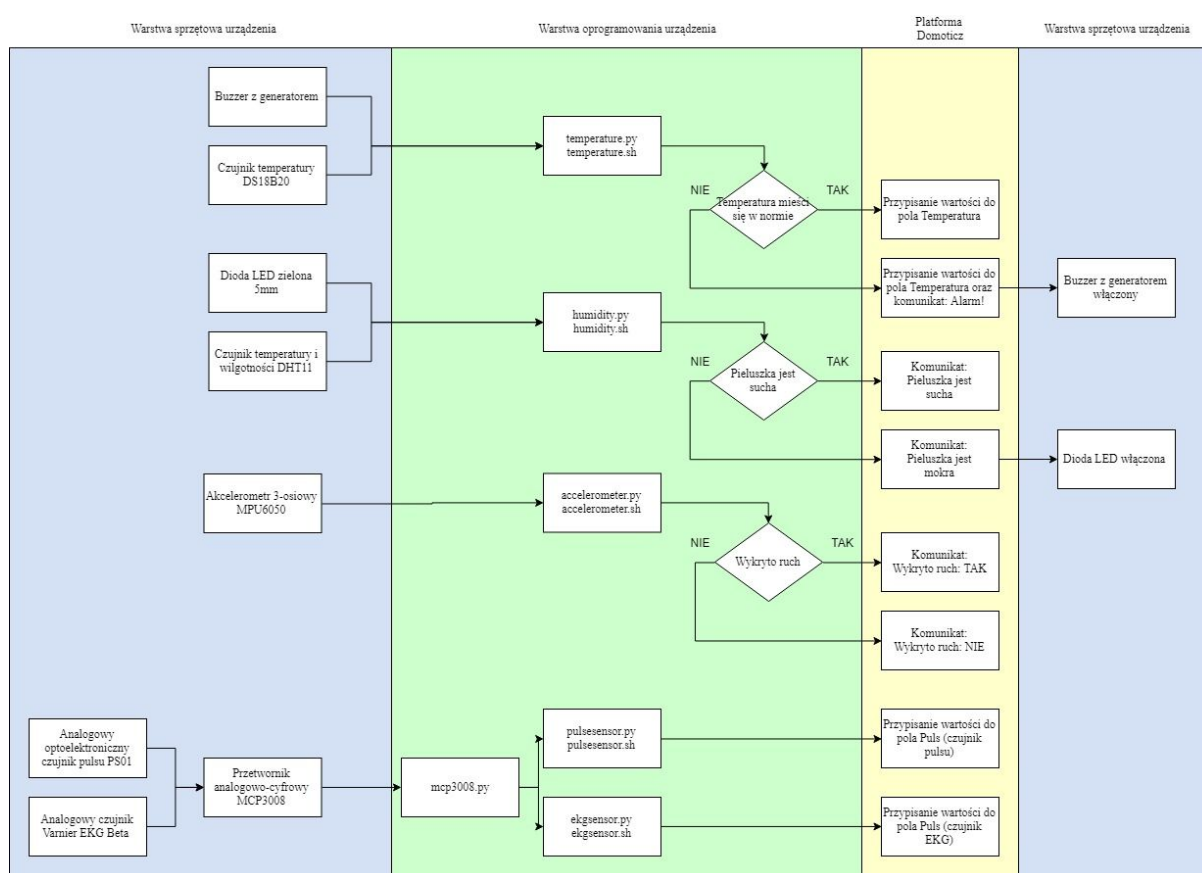
Przesył danych pomiędzy Raspberry Pi a platformą Domoticz odbywa się poprzez skrypty języka powłoki bash. Dla wszystkich czujników wygląda to w podobny sposób a każdy skrypt o rozszerzeniu .sh obejmuje:

- ustawienie adresu ip oraz portu, na którym ma działać interfejs platformy Domoticz,
- inicjalizacja numeru Idx wirtualnego czujnika,
- ustawienie pinu GPIO, do którego został podłączony określony czujnik,
- przesłanie informacji odczytanych z rzeczywistego czujnika do wirtualnego czujnika Domoticza.

### 3.3 Zasada działania inteligentnej platformy medycznej



Rysunek 3.1: Schemat blokowy programu konsolowego



Rysunek 3.2: Schemat ideowy zasady działania urządzenia

## 4. Specyfikacja zewnętrzna

Platforma Domoticz będąca oprogramowaniem stworzonym do automatyki domowej może wyświetlać a także archiwizować dane odczytane z czujników. Jego działania nie musi ograniczać się jedynie do czujników pozwalających na sterowanie oświetleniem czy innych elementów elektronicznych umożliwiających kontrolowanie inteligentnego domu. Podłączenie czujników medycznych do platformy pokazuje szerokie zastosowanie Domoticza. Pozwala na rozszerzenie jej zakresu działania, dzięki temu możliwe jest stworzenie nie tyle inteligentnego domu, co inteligentnego domu z podłączeniem dodatkowych czujników monitorujących podstawowe parametry życiowe. Takie zastosowanie platformy Domoticz może być użyteczne w przypadku użytkowników o znacznym stopniu niepełnosprawności, którzy dodatkowo wymagają także monitorowania na przykład aktywności serca. Dzięki temu osoba taka może na przykład włączyć światło czy czajnik oraz kontrolować swój puls przy pomocy tylko jednej aplikacji. W przypadku platformy medycznej będącej tematem projektu Domoticz umożliwia zdalne monitorowanie pomiarów z akcelerometru oraz czujnika: temperatury, wilgotności, EKG oraz pulsu.



Rysunek 4.1: Główny widok aplikacji - pulpit platformy Domoticz (pełna wersja strony)

Podstawowym ekranem jest *Pulpit* Domoticza, na którym przedstawione są wszystkie dynamicznie zmieniające się pola odpowiadające czujnikom podłączonym do Raspberry Pi. Istnieje możliwość filtracji wyświetlanych pól poprzez zmianę widoku: *Przełącznik*, *Temperatura* oraz *Użytkowe*. Widok *Konfiguracja* umożliwia dodanie nowych czujników do platformy oraz m.in. zmianę języka oraz ustawień logowania. Platforma domyślnie obsługiwana jest w języku polskim, jednak istnieje możliwość zmiany języka na angielski.

Monitorowanie wartości może odbywać się za pomocą strony internetowej w wersji standardowej (Rysunek 4.1) lub mobilnej (Rysunek 4.2) ale także przy pomocy aplikacji mobilnej (Rysunek 4.3).



Rysunek 4.2: Pulpit platformy Domoticz (wersja mobilna strony)



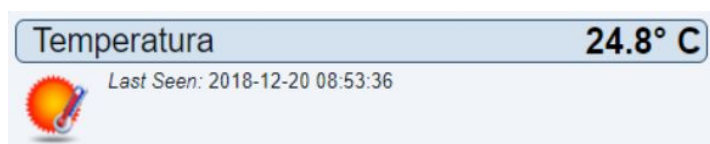
Rysunek 4.3: Pulpit platformy Domoticz (aplikacja mobilna)

## 4.1 Opis funkcjonalności interfejsu graficznego

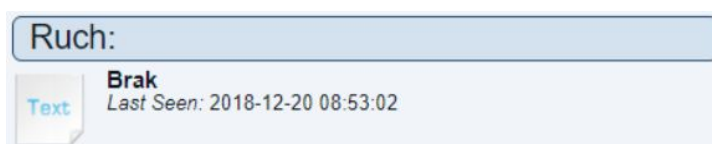
Platforma Domoticz umożliwia monitorowanie pomiarów uzyskanych z czujników podłączonych do minikomputera Raspberry Pi-czujnika: pulsu, EKG, temperatury, wilgotności a także przyspieszeń liniowych. Dodatkowo pozwala na archiwizację informacji a także ich graficzne przedstawienie w czasie za pomocą wykresów.

### 4.1.1 Monitorowanie pomiarów

Pomiary odczytane z czujników zostają odpowiednio przypisane do konkretnych pól platformy Domoticz, zatem mamy możliwość osobnego monitorowania: wartości temperatury (Rysunek 4.4), ruchu (Rysunek 4.5), stanu pieluszki (Rysunek 4.6) oraz procentowej wartości jej wilgotności (Rysunek 4.7). Dodatkowo wartości pulsu wyznaczonego na podstawie czujnika pulsu (Rysunek 4.8) oraz czujnika EKG (Rysunek 4.9). Wszystkie pola zawierają nazwę, datę i godzinę ostatniego pomiaru a także jego wartość oraz ikonę. Pola możemy podzielić na te, które wyświetlają bezpośrednią wartość odczytaną z czujnika oraz te, które pokazują jedynie informacje na temat pojawienia się ruchu, bądź też potrzebie zmiany pieluchy na nową.



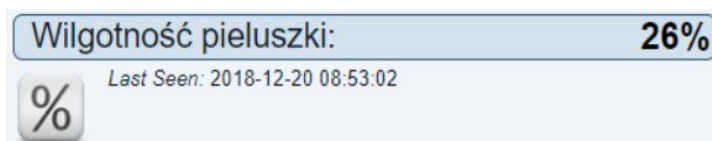
Rysunek 4.4: Pole *Temperatura*



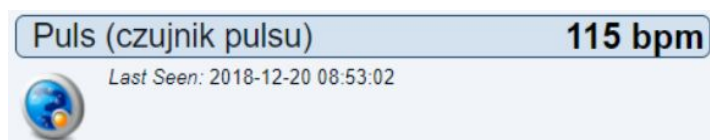
Rysunek 4.5: Pole *Ruch*



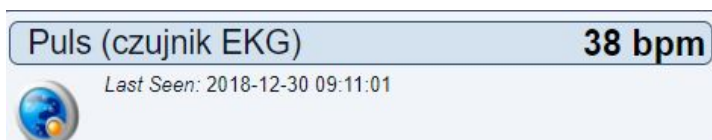
Rysunek 4.6: Pole *Pieluszka*



Rysunek 4.7: Pole *Wilgotność*



Rysunek 4.8: Pole *Puls (czujnik pulsu)*



Rysunek 4.9: Pole *Puls (czujnik EKG)*

### 4.1.2 Archiwizacja danych

Dane z czujników są automatycznie zapisywane wraz z datą oraz dokładną godziną pomiaru. Dzięki temu istnieje możliwość stałego monitorowania danych z czujników. Zarchiwizowane dane z czujnika przyspieszeń liniowych przedstawia Rysunek 4.10.

Nazwa: Ruch:

Show 25 entries

Data	Dane
2018-12-11 10:17:01	Brak
2018-12-11 10:16:01	Brak
2018-12-11 10:15:01	Brak
2018-12-11 10:14:01	Brak
2018-12-11 10:13:01	Brak
2018-12-11 10:12:01	Brak
2018-12-11 10:11:01	Brak
2018-12-11 10:10:02	Brak
2018-12-11 10:09:01	Wykryto
2018-12-11 10:08:01	Wykryto
2018-12-11 10:07:01	Wykryto
2018-12-11 10:06:01	Wykryto
2018-12-11 10:05:01	Wykryto
2018-12-11 10:04:01	Wykryto
2018-12-11 10:03:01	Wykryto
2018-12-11 10:02:01	Wykryto
2018-12-11 10:01:02	Wykryto
2018-12-11 10:00:01	Brak
2018-12-11 09:59:01	Brak
2018-12-11 09:58:01	Brak
2018-12-11 09:57:01	Brak
2018-12-11 09:56:01	Brak
2018-12-11 09:55:01	Brak
2018-12-11 09:54:01	Brak
2018-12-11 09:53:01	Brak

Showing 601 to 625 of 648 entries

First Previous 1 22 23 24 25 26 Next

Rysunek 4.10: Zapisane pomiary z akcelerometru określające brak lub wystąpienie ruchu w czasie

### 4.1.3 Graficzne przedstawienie zmienności pomiarów w czasie

Platforma Domoticz, która pozwala na wyświetlenie danych zebranych przez czujniki podłączone do Raspberry Pi umożliwia także graficzne przedstawienie zmienności pomiarów w czasie poprzez wykresy. Tworzenie wykresów jest możliwe dla czujnika temperatury, wilgotności, pulsu oraz EKG. Pomiary mogą zostać przedstawione w czasie doby, miesiąca bądź skali roku. Istnieje możliwość ich zapisu w postaci pliku graficznego, arkusza kalkulacyjnego oraz tabeli. Przykładowe wykresy temperatury przedstawia Rysunek 4.11.



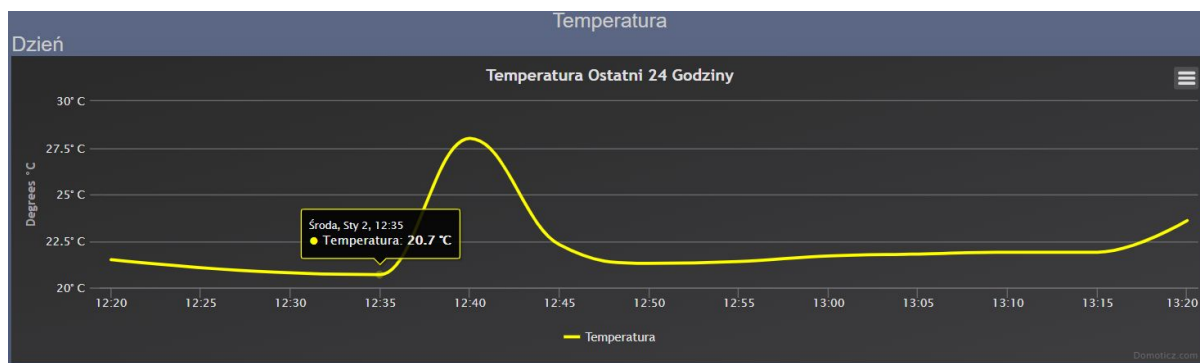
Rysunek 4.11: Graficzne przedstawienie pomiarów z czujnika temperatury w skali doby, miesiąca oraz roku

## 5. Testy

Testy obejmowały sprawdzenie działania czujników pod wpływem zmiany parametrów środowiska. Zostały przeprowadzone dla każdego czujnika z osobna. Ich wykonanie było istotne zważywszy na ważną rolę testowania podczas tworzenia oprogramowania oraz urządzeń w celu detekcji ewentualnych błędów.

Czujnik temperatury DS18B20										
Numer pomiaru	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Wartość pomiaru [°C]	20.7	28.0	22.3	21.3	21.4	21.7	21.8	21.9	21.9	23.6
Godzina wykonania pomiaru w dniu 02.01.2018	12:35	12:40	12:45	12:50	12:55	13:00	13:05	13:10	13:15	13:20

Tabela 5.1: Pomiary temperatury wykonane w ramach testowania czujnika temperatury DS18B20



Rysunek 5.1: Wykres przedstawiający zmienność temperatury w czasie testowania czujnika temperatury DS18B20

Czujnik temperatury DHT11										
Numer pomiaru	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Wartość pomiaru [%]	38	40	93	95	72	57	79	47	94	87
Godzina wykonania pomiaru w dniu 02.01.2018	13:28	13:29	13:30	13:31	13:32	13:33	13:34	13:35	13:36	13:37

Tabela 5.2: Pomiary wilgotności wykonane w ramach testowania czujnika wilgotności DHT11

```

2019-01-02 13:28
Humidity: 38 %
-----
2019-01-02 13:29
Humidity: 40 %
-----
2019-01-02 13:30
Humidity: 93 %
Change diaper!
-----
2019-01-02 13:31
Humidity: 95 %
Change diaper!
-----
2019-01-02 13:32
Humidity: 72 %
-----
2019-01-02 13:33
Humidity: 57 %
-----
2019-01-02 13:34
Humidity: 79 %
-----
2019-01-02 13:35
Humidity: 47 %
-----
2019-01-02 13:36
Humidity: 94 %
Change diaper!
-----
2019-01-02 13:36
Humidity: 87 %

```

Rysunek 5.2: Wyniki pomiaru wilgotności pieluszki wyświetlone w oknie konsoli podczas testowania czujnika DHT11



Numer pomiaru	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Czas wykonania pomiaru w dniu 02.01.2019	12:54	12:55	12:56	12:57	12:58	12:59	13:00	13:01	13:02	13:03
Czujnik pulsu [bpm]	86	99	84	91	79	101	102	87	98	106
Czujnik ekg [bpm]	94	83	78	98	75	81	61	101	88	82

Tabela 5.3: Pomiary pulsu wykonane w ramach testowania czujnika pulsu PS01 oraz EKG Varnier Beta

The screenshot shows the Domoticz V4.9700 web interface. At the top, there are navigation tabs: 'Pulpit', 'Przełączniki', 'Temperatura', 'Użytkowe', and 'Konfiguracja'. Below the header, the page title is 'Nazwa: Ruch:'. There is a search bar and a 'Show 25 entries' dropdown. The main content area displays a table with two columns: 'Data' and 'Dane'. The table lists 25 entries of acceleration sensor data. The 'Data' column shows timestamps from 2018-12-11 10:17:01 to 2018-12-11 09:53:01. The 'Dane' column shows the status of the sensor, with 'Brak' (None) for most entries and 'Wykryto' (Detected) for some. At the bottom, there is a pagination bar showing 'Showing 601 to 625 of 648 entries' and navigation links: 'First', 'Previous', '1', '22', '23', '24', '25', '26', 'Next'.

Data	Dane
2018-12-11 10:17:01	Brak
2018-12-11 10:16:01	Brak
2018-12-11 10:15:01	Brak
2018-12-11 10:14:01	Brak
2018-12-11 10:13:01	Brak
2018-12-11 10:12:01	Brak
2018-12-11 10:11:01	Brak
2018-12-11 10:10:02	Brak
2018-12-11 10:09:01	Wykryto
2018-12-11 10:08:01	Wykryto
2018-12-11 10:07:01	Wykryto
2018-12-11 10:06:01	Wykryto
2018-12-11 10:05:01	Wykryto
2018-12-11 10:04:01	Wykryto
2018-12-11 10:03:01	Wykryto
2018-12-11 10:02:01	Wykryto
2018-12-11 10:01:02	Wykryto
2018-12-11 10:00:01	Brak
2018-12-11 09:59:01	Brak
2018-12-11 09:58:01	Brak
2018-12-11 09:57:01	Brak
2018-12-11 09:56:01	Brak
2018-12-11 09:55:01	Brak
2018-12-11 09:54:01	Brak
2018-12-11 09:53:01	Brak

Rysunek 5.3: Rezultaty testowania czujnika przyspieszeń liniowych MPU6050

## 6. Rezultaty

Podczas testowania czujnika temperatury DS18B20 zmieniano temperaturę otoczenia czujnika w celu sprawdzenia jego reakcji na podwyższenie i obniżenie temperatury. Na podstawie przeprowadzonych testów stwierdzono poprawność działania czujnika. W związku z tym poprawność ta dotyczy się również alarmowania pacjenta w razie podwyższonej temperatury poprzez alarm dźwiękowy generowany za pomocą buzzera.

Testowanie czujnika pozwalającego na określenie stanu wilgotności pieluszki oraz generowania alarmu w razie wymaganej jej zmiany również wykazało odpowiednie działanie czujnika. Jednakże problemem okazał się zły dobór czujnika pod kątem jego załania cieczą, ponieważ w tym wypadku ulegał on zniszczeniu, doprowadzając w ten sposób do destrukcji jednej z funkcjonalności inteligentnej platformy medycznej

Akcelerometr będący czujnikiem umożliwiającym określenie czy użytkownik porusza się w danym momencie odpowiednio spełnia swoje zadanie. Poprzez platformę Domoticz określa ruch, bądź też jego brak.

Głównym problemem w przypadku rzeczywistej graficznej wizualizacji sygnału EKG oraz fali tętna w postaci wykresu są opóźnienia czasowe. Po długiej analizie i braku wystarczającego rozwiązania skupiono się nie na rzeczywistym rysowaniu wykresu lecz na wyliczeniu wartości pulsu. Problem ten może zatem zostać rozwiązany w toku dalszego rozwoju projektu. Jednoczesny pomiar pulsu za pomocą czujnika pulsu oraz EKG pozwolił na porównanie otrzymanych wyników. Tabela 5.3 przedstawia wartości pomiarów pulsu w czasie testowania czujników. Można zauważyć, że wykonane pomiary różnią się od siebie. Może być to wynikiem niedokładności połączeń czujników z innymi komponentami, szumów, bądź zakłóceń powstałych w wyniku działania innych elementów elektronicznych i ruchem osoby podczas wykonywania badania. Dodatkowo rozbieżności w wynikach mogą być spowodowane niedokładnym przyklejeniem elektrod w przypadku czujnika EKG.

Podsumowując: w wyniku testowania poprawności działania czujników oraz oprogramowania napotkano na błędy, które miały szanse zostać naprawione w toku pracy nad projektem. Brak możliwości oraz dostępnych metod naprawy niektórych napotkanych błędów podczas testowania pozwoliło na nadanie kierunku rozwoju projektu w przyszłości. Dodatkowo testy umożliwiły stworzenie inteligentnej platformy medycznej o znacznie mniejszym stopniu niezawodności.



## 7. Podsumowanie

Celem pracy było stworzenie inteligentnej i uniwersalnej platformy medycznej opartej o Raspberry Pi umożliwiającej odczyt wartości z czujników do pomiaru: temperatury ciała, pulsu, EKG, wilgotności pieluszki oraz przyspieszeń liniowych. Dodatkowo projekt obejmował implementację kodu interfejsu graficznego pozwalającego na monitorowanie oraz wizualizację danych otrzymanych z czujników. Zadanie to zostało zrealizowane dzięki platformie Domoticz służącej głównie do obsługi systemu inteligentnego domu. Aplikacja webowa umożliwiła archiwizację informacji a także graficzne przedstawienie zmienności pomiarów w czasie, dzięki posiadanej funkcjonalności do sterowania urządzeniami podłączonymi do Raspberry Pi. Wszystkie cele projektu zostały zatem osiągnięte. Zastosowanie w tym przypadku platformy Domoticz pokazało niewykorzystane dotąd możliwości tego rozwiązania. Może ono służyć nie tylko do zautomatyzowania elektroniki domowej ale również do monitorowania parametrów życiowych poprzez podłączenie czujników medycznych.

Skonstruowanie urządzenia będącego przedmiotem pracy wymagało zrealizowania wielu etapów projektów łączących takie dziedziny techniki jak: programowanie, elektronika czy cyfrowe przetwarzanie sygnałów. Praca pozwoliła również na wyciągnięcie ważnych wniosków, które umożliwiły wstęp do rozważań na temat dalszego kierunku rozwoju projektu.

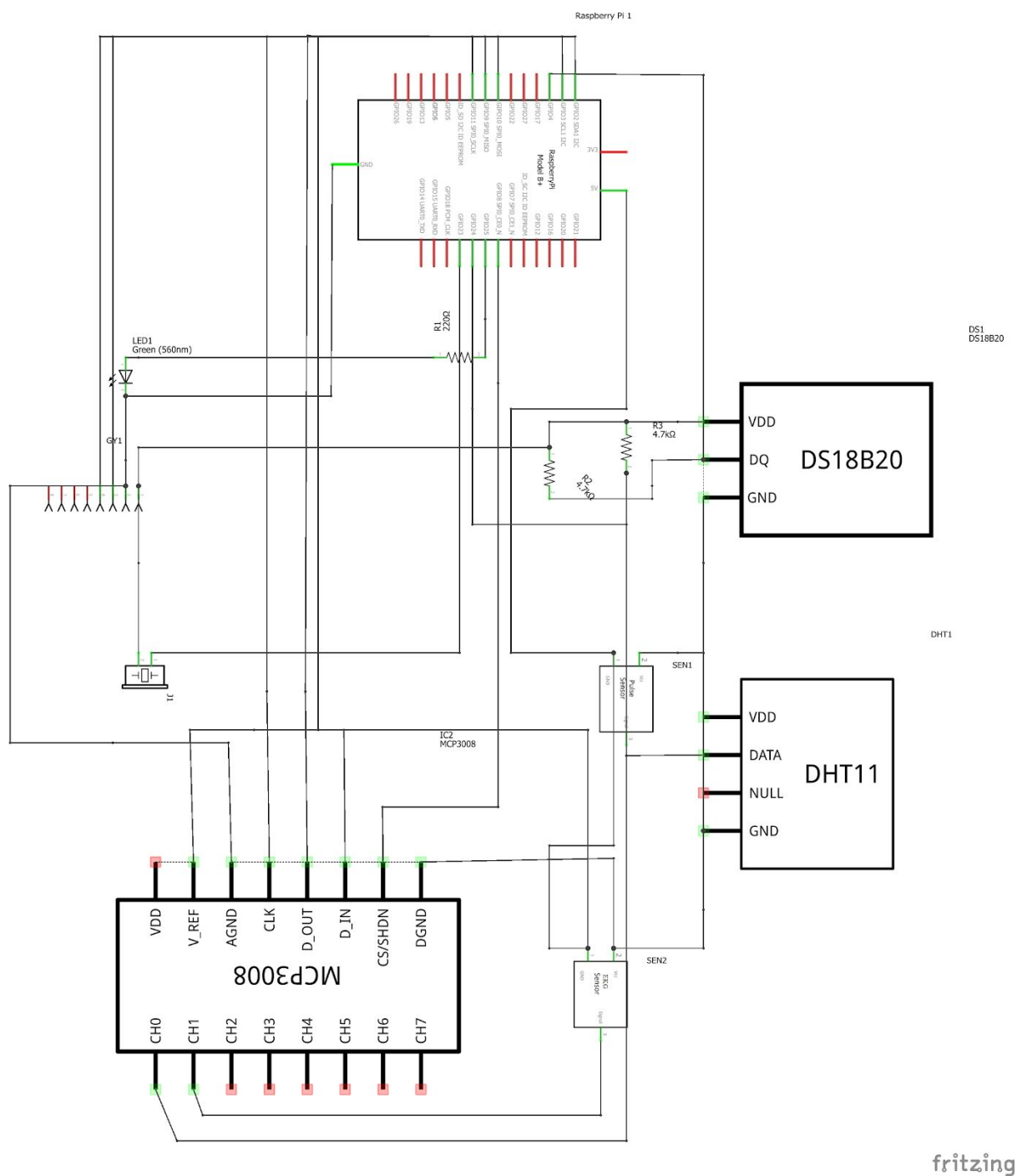
Projekt będący prototypem platformy medycznej został zrealizowany przy pomocy podstawowych, łatwo dostępnych i stosunkowo tanich komponentów sprzętowych. Poprzednie rozdziały pokazują możliwości rozwoju urządzenia. Obecnie projekt stanowi jedynie prototyp urządzenia ale pokazuje za to wszystkie jego podstawowe funkcjonalności. Przede wszystkim rozwój projektu obejmuje:

- stworzenie własnej aplikacji webowej oraz mobilnej do monitorowania oraz wizualizacji danych odczytanych z czujników,
- ulepszenie systemu poprzez zastosowanie dodatkowego modułu umożliwiającego bezprzewodowe podłączenie czujników,
- wymianę czujników o znacznie wyższej dokładności pomiarów,
- ulepszenie systemu powiadomień oraz alarmów.

Inteligentna platforma medyczna będąca tematem projektu zważywszy na dostępne rozwiązania na rynku ma szansę się wyróżnić spośród innych podobnych urządzeń.

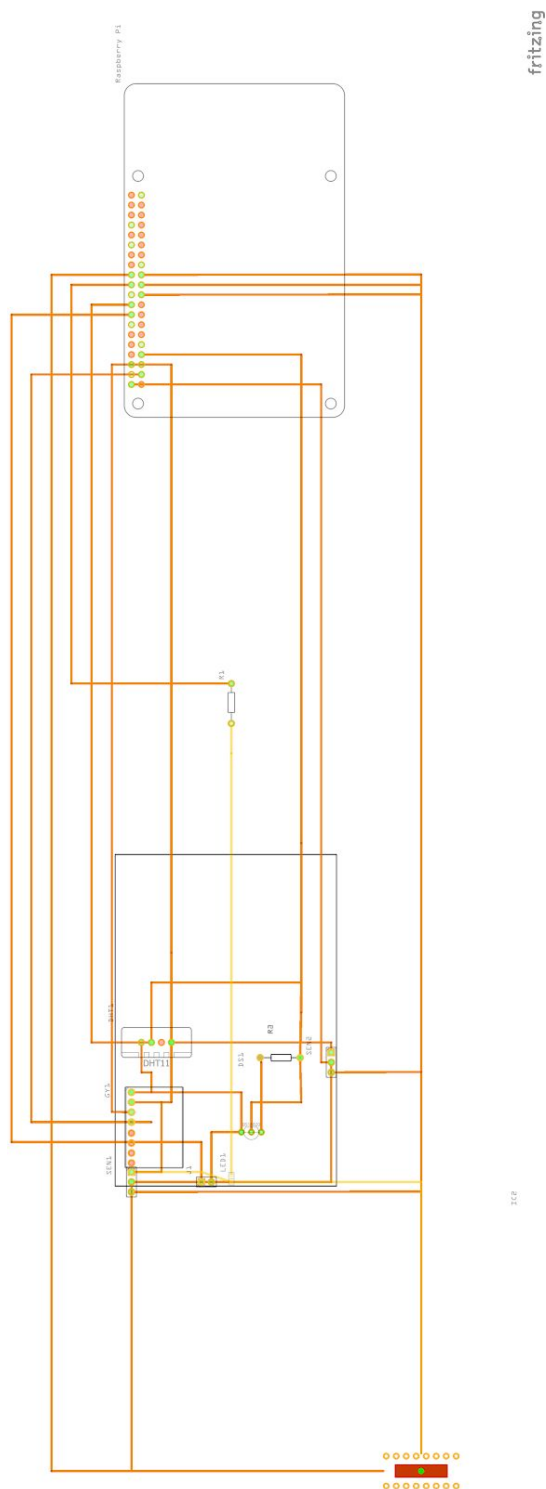


## Dodatek A: Schemat elektryczny



Rysunek A: Schemat elektryczny inteligentnej platformy medycznej opartej o Raspberry Pi wykonany w programie Fritzing

## Dodatek B: Schemat płytki PCB



Rysunek B: Schemat płytki PCB inteligentnej platformy medycznej wykonany w programie Fritzing

# Bibliografia

- [1] Światowa Organizacja Zdrowia (WHO).
- [2] Główny Urząd Statystyczny (GUS).
- [3] Tadeusiewicz R. "Telemedycyna–nowe wyzwanie współczesnej nauki." Nauka 3 (2004).
- [4] <https://www.opro9.com> (11.12.2018).
- [5] <https://www.pixiescientific.com> (11.12.2018).
- [6] <https://www.digitaltrends.com/social-media/tweetpee-sends-tweet-when-baby-pees> (11.12.2018).
- [7] Tadeusiewicz R. "Podstawy elektroniki medycznej cz.1", 1978.
- [8] Tadeusiewicz R. "Inżynieria biomedyczna. Księga współczesnej wiedzy tajemnej w wersji przystępnej i przyjemnej", Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków 2008.
- [9] Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków 2001.
- [10] Traczyk W.Z., Fizjologia człowieka w zarysie. Warszawa, PZWL, 1989.
- [11] Struś J., Nauki o tętnie ksiąg pięcioro. tłum. łac., red. J. Wikarjak J., M. Wikarjakowa, Poznań, Wydawnictwo Poznańskie, 1968
- [12] <http://www.pro-plus.pl/pl/produkty> (22.12.2018).
- [13] <https://www.raspberrypi.org/> (26.12.2018).
- [14] Nota katalogowa czujnika DS18B20.
- [15] Nota katalogowa przetwornika A/C MCP3008.
- [16] Instrukcja użycia czujnika EKG Varnier Beta.