Diplomová práce

České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická

Monitorování základních funkcí nemocných osob

Bc. Martin Kolek

Vedoucí práce: prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.

Obor: Biomedicínské inženýrství

Květen 2020

Poděkování

Děkuji za věcné připomínky, cenné rady a vedení panu prof. Ing. Miroslavu Husákovi, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně, a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

Abstrakt

V práci byl sestrojen laboratorní vzorek přístroje pro monitorování základních funkcí nemocných osob. Účelem přístroje je umožnit vzdálené sledování stavu monitorované osoby a to zejména její tělesné teploty, srdečního tepu a zaznamenání pádu. Data jsou posílána prostřednictvím WiFi připojení na webovou službu Adafruit IO, kde jsou uložena a zpracována. Pokud dojde k vychýlení naměřených hodnot mimo stanovené intervaly, je informována kontaktní osoba využitím platformy IFTTT pomocí emailové zprávy.

Jako řídicí jednotku pro sběr a posílání dat jsme zvolili Raspberry Pi Zero W, která umožňuje napájení periférií 3 V, 5 V, poskytuje dostatek IO pinů, podporuje požadované protokoly komunikace a obsahuje WiFi pro komunikaci s kontaktní osobou. Pro měření tělesné teploty je použit digitální pasivní senzor DS18B20, využívající protokolu 1-Wire. Měření srdečního tepu je realizováno analogovým pasivním senzorem PulseSensor. Protože Raspberry Pi Zero W neposkytuje analogový vstup, pro zpracování analogového signálu je využito analogově digitálního převodníku dostupného u senzoru zrychlení. Akcelerometr Adafruit LIS3DH je pasivní digitální senzor využívající pro komunikaci protokol I^2C.

Bylo sestrojeno zařízení snímající požadovaná data a schopno kontaktování cílové osoby v případě krizového stavu měřené osoby.

Klíčová slova: měření srdečního tepu, měření tělesné teploty, detekce pádu, nositelná zařízení, nemocné a starší osoby

Vedoucí práce: prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.

Abstract

In this work, laboratory sample of monitor of basic functions of ill persons was made. The aim of the device is to provide remote observing of the state of the person monitored, mainly the body temperature, heart rate and possible falling. Data are send using WiFi connection to the web service Adafruit IO, where the data are stored and processed. If there is a deviation of the values measured outside of the interval determined, contact person is notified via IFTTT platform using email message.

As the control unit for the data collection Raspberry Pi Zero W was chosen, which can supply 3 V, 5 V, provides enough IO pins, supports required protocols of communication with contact person. For the body temperature measurement digital passive sensor DS18B20 is used, which uses 1-Wire protocol. Measurement of the heart rate is made with analog passive sensor PulseSensor. Because the Raspberry Pi Zero W does not provide analog input, for the data processing analog to digital converter of the accelerometer was used. Accelerometer Adafruit LIS3DH is passive digital sensor using I^2C protocol for communication.

Device measuring required data with ability to contact target person in case of crisis of the measured person was created.

Keywords: heart rate measurement, body temperature measurement, fall detection, wearables, ill and elderly

Title translation: Monitoring of basic functions of ill persons

Obsah

1 Úvod **3**
1.1 Úvod do problematiky 3
1.2 Přehled platforem 4
1.2.1 Výpočetní jednotky 4
1.2.2 Komunikační schémata 5
1.3 Senzory 7
1.3.1 Vybrané technologie měření teploty 8
1.3.2 Vybrané technologie měření zrychlení 9
1.3.3 Vybrané technologie měření srdečního tepu 10
1.4 Komunikační standardy 11
1.4.1 I^2C[3] 11
1.4.2 1-Wire 11
1.4.3 API [8] 12
1.4.4 REST 12
1.5 Cíle 12

2 Dostupná řešení a jejich nedostatky **13**
2.1 Dostupná řešení v České republice 13
2.2 Nedostatky existujících systémů 13
2.3 Možná řešení 14

3 Návrh a realizace **17**
3.1 Specifikace 17
3.2 Hardware 17
3.2.1 Měření teploty [16] 19
3.2.2 Detekce pádu [17] 21
3.2.3 Měření srdeční frekvence [18] 22
3.2.4 Pomocné obvody 24
3.3 Pájení 25
3.4 Software 26
3.4.1 Komunikace 26
3.4.2 Hlavní modul 26
3.4.3 Teplotní senzor 27
3.4.4 Akcelerometr 29
3.4.5 Senzor tepu 30

4 Diskuze **33**

5 Závěr **35**

Použitá literatura **37**

A Seznam příloh **41**
A.1 mainThesis.py 42
A.2 acce.py 42
A.3 HR.py 42
A.4 temperature.py 42
A.5 web_service.py 42
A.6 blink.py 42
A.7 Datasheet_LIS3DH 42
A.8 ApplicationNote_LIS3DH 42
A.9 Datasheet_PulseSensor 42
A.10 Datasheet_APDS-9008 42
A.11 Datasheet_DS18B20 42
A.12 Seznam zkratek 44

Obrázky

1.1 Komunikační schéma se čtyřmi členy - varianta A 6
1.2 Komunikační schéma s pěti členy - varianta B 6

3.1 Schématické znázornění součástky Proto Bonnet Raspberry Pi hat [15] 18
3.2 Blokové schéma teplotního senzoru DS18B20 20
3.3 Zapojení teplotního senzoru (DS18B20) k Raspberry Pi hat . . . 20
3.4 Blokové schéma akcelerometru LIS3DH 22
3.5 Zapojení akcelerometru (LIS3DH) k Raspberry Pi hat 22
3.6 Blokové schéma senzoru tepu . . . 23
3.7 Zapojení senzoru tepu (PulseSensor.com) k Raspberry Pi hat 23
3.8 Schématické znázornění připojených pomocných obvodů . . . 25

Tabulky

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kolek** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **419034**

Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**

Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**

Studijní program: **Biomedicínské inženýrství a informatika**

Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Monitorování základních funkcí nemocných osob

Název diplomové práce anglicky:

Monitoring of basic functions of ill persons

Pokyny pro vypracování:

1. Proveďte rozbor současného stavu poznatků řešení systémů pro monitorování základních funkcí pacientů s dálkovým přenosem dat.
2. Navrhněte a realizujte laboratorní vzorek jednoduchého monitorovacího systému s vhodným typem řídicí jednotky, vhodnými typy senzorů pro sledování stavu pacienta (např. senzor akcelerace, senzor pulsů, senzor teploty). Na realizovaném systému připojenému k vhodnému komunikačnímu standardu (např. internet) proveďte základní přenos snímaných dat ze senzorů a jejich vyhodnocování na výstupní straně systému. Pro vyhodnocování a zobrazování přenášených dat zvolte vhodný typ zařízení, např. mobilní telefon, tablet nebo PC. Pro vyhodnocení krizového stavu navrhněte alarm na přijímacím zařízení, např. akustickým nebo obrazovým signálem.
3. Vyhodnoťte dosažené parametry navrženého systému a porovnejte je s již zavedenými systémy.

Seznam doporučené literatury:

[1] Neumann,P., Uhlíř,J.: Elektronické obvody a funkční bloky (I,II), ČVUT (2005, 1999).
[2] Husák,M., Mikrosenzor y a mikroaktuátory, Academia 2008, 540 s., ISBN 978-802-0014-788.
[3] Petr Jeník, Senzorový systém pro monitorování bezpečného pohybu osob, Bc práce, ČVUT 2012.
[4] Jakub Richter , Monitorova ní pohybu akcelerometrem, Bc práce, ČVUT 2014.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

prof. Ing. Miroslav Husák, CSc., katedra mikroelektroniky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **04.02.2020** Termín odevzdání diplomové práce: _____

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2021**

prof. Ing. Miroslav Husák, CSc. podpis vedoucí(ho) práce	doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D. podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry	prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D. podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání	Podpis studenta

© ČVUT v Praze, Design: ČVUT v Praze, VIC

Kapitola 1

Úvod

1.1 Úvod do problematiky

V této diplomové práci se věnuji sestavení laboratorního vzorku systému pro monitorování základních životních funkcí uživatelů. Motivací je usnadnění práce zdravotnických pracovníků v přesunu rekonvalescentů do domácí péče, aniž by byli odkázáni pouze na pravidelné osobní kontroly stavu. Také umožňuje osobám se stavem vyžadujícím kontrolu, ale kdy není přímo nutná hospitalizace, být ve svém přirozeném prostředí domova. Význam pobytu člověka doma nabývá na významu také v rovině porovnání běžného stavu se stavem abnormálním, patologickým. Přičemž musíme brát v úvahu, že i zdravý člověk bude mít jiné fyzikální hodnoty při pobytu v nemocnici, vzniká takto tedy artefakt měření. Například při návštěvě lékaře se může zvýšit srdeční tep, protože daná osoba je nervózní z výsledků vyšetření. Tento artefakt odpadá při pozorování v přirozeném prostředí. U starších lidí, kteří nechtějí být v zařízení s pečovatelskou službou, ale zároveň u nich hrozí nenadálé zhoršení zdravotního stavu nabízí tento monitorovací systém alternativu – zůstat doma a zároveň se příbuzní nemusí obávat o jejich zdravotní stav.

Systém poskytuje několik benefitů: je možné nemocného člověka dříve propustit do domácí péče (finanční, psychické i kapacitní výhody), starší člověk je sebejistý zbavením se strachu z provádění riskantnějších činností, kde hrozí nebezpečí úrazu, pádu apod., bez možnosti zavolat pomoc. Lékaři přinejmenším usnadňuje diagnózu při výskytu nežádoucího stavu. Lze totiž porovnat hodnoty zdravého člověka s hodnotami, kdy je tentýž člověk již nemocen. Ovšem je potřeba zajistit, aby přístroj neměl negativní důsledky na uživatele. Je zřejmé, že například zabudováním funkcionalit do hodinek nelze

dosáhnout význačných estetických kvalit. Ovšem neměly by zbytečně vzbuzovat pozornost a také by měly omezit impakt na život nositele – například nuceným nabíjením každý den. Aby zařízení mělo přínos, je potřeba zvolit vhodné parametry a přihlížet při tom i na technické možnosti a výslednou cenu zařízení. S těmito požadavky by bylo vhodné, aby zařízení obsahovalo měření tepu, akcelerometr a teploty. Z nutných funkcionalit musí obsahovat modul pro bezdrátovou komunikaci a mikrokontrolér zpracující data.

Požadavky pro seniory a pacienty jsou odlišné. V diplomové práci budu popisovat především použití staršími lidmi, protože tato skupiny potenciálních uživatelů má větší požadavky a potřeby, zejména plynoucí z dlouhodobějšího rázu využití služby a u pacientů je využití urgentnější, tedy některé požadavky jsou v porovnání s nutnou funkcí irelevantní.

V základu služba zahrnuje tyto HW zařízení: monitorovací zařízení, webovou službu, službu zasílající upozorněné na krizové situace.

Ve spojení se záznamovou jednotkou lze službu významně rozšířit o komplexní zdravotní službu. Hlavní přínos této jednotky je absence požadavků na přenositelnost, tedy zařízení může obsahovat hardwarové vybavení, které emergency jednotka neumožňuje, jako je například displej nebo ethernetové připojení. S takovou výbavou lze realizovat službu upomínající na užívání léků, případně sociální služby. Implementace tohoto zařízení ovšem není náplní této práce.

1.2 Přehled platforem

1.2.1 Výpočetní jednotky

Tímto souhrným názvem označuji mikrokontroléry a jednodeskové počítače použitelné napříč monitorovacím systémem.

Arduino. [1] Arduino je opensource softwarová a hardwarová platforma. Mikrokontroléry obsahují okolo 15 I/O pinů (digitální, analogové, PWM), paměť pro kód v řádu desítek KB, procesor o taktu v řádu nízkých desítek MHz.

K programování je použit jazyk Arduino, který vzniká využitím C a C++. Vzhledem k použitým jazykům lze lépe pracovat s programovými prostředky a skripty nejsou příliš paměťově náročné.

MicroPython. [2] MicroPython je adaptace jazyka Python verze 3 pro využití v programování microkontrolérů. Jelikož se jedná o vyšší programovací jazyk s obecně vyššími výpočetními nároky, musel být pro mikrokontroléry přizpůsoben odebráním některých funkcionalit [3]. Pro použití Arduino desek je potřeba nahrát bootloader umožňující využití MicroPython. Při zapnutí je načten soubor main.py, který je volán automaticky po zapnutí nebo restartování zařízení. Dále je práce se soubory velmi podobná klasické verzi Pythonu.

Mezi hlavní výhody patří snadnější prototypizace oproti jazyka Arduino dána povahou jazyka Python. Nedostatkem je menší počet knihoven a potřeba změny bootloaderu.

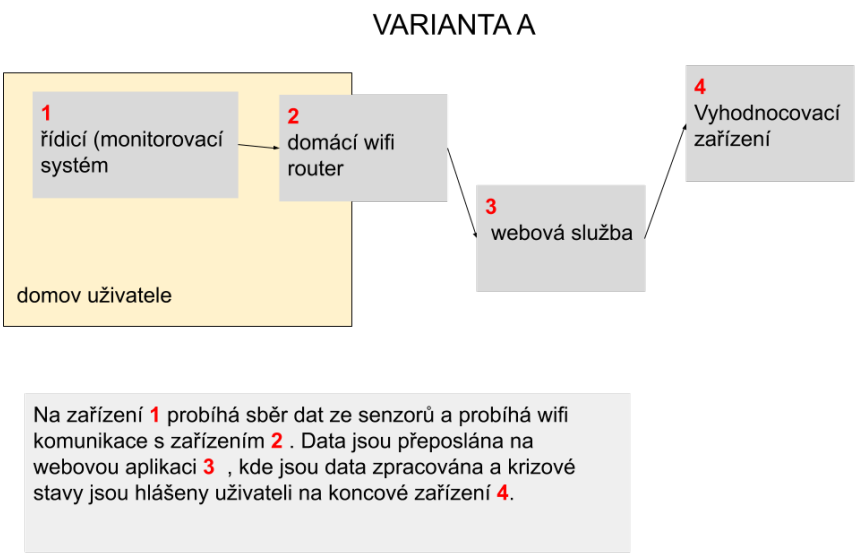
Raspberry Pi. [4]

Jedná se o charitativní společnost s cílem přiblížit lidem digitální svět pro řešení problémů a kreativní uplatnění. Vyrábí jednodeskové minipočítače disponující okolo 40 piny, pamětí v řádů stovek MB, procesoem o taktu v řádu nízkých jednotek GHz a se standardními konektory. Dodává se s volitelným operačním systémem Raspbian, který je adaptací linuxového systému Debian.

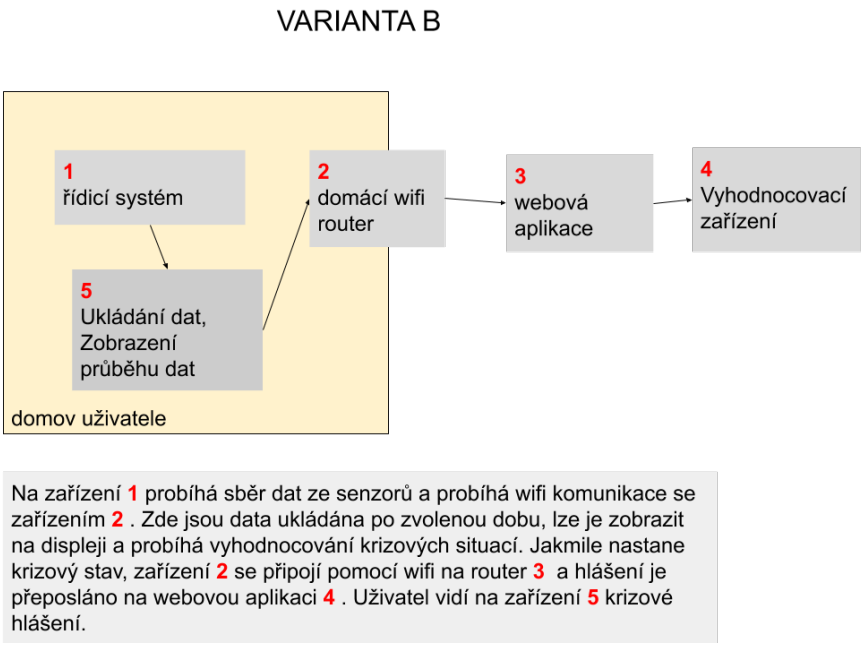
Cenově srovnatelné s Arduinem, oproti kterému nabízí vyšší výkon za cenu větší spotřeby energie.

1.2.2 Komunikační schémata

Základní dva typy struktury zapojení členů řetězce předávání dat mezi uživatelem a pozorovatelem. Základním typ znázorňuje obrázek 1.1, složitější řetězec ukazuje obrázek 1.2, kde je potřeba více zařízení.



Obrázek 1.1: Komunikační schéma se čtyřmi členy - varianta A



Obrázek 1.2: Komunikační schéma s pěti členy - varianta B

Podvarianty.

1. Jednotka **1** data zpracovává a posílá pouze hlášení o krizové situaci

2. Jednotka **1** posílá data nezpracovaná, pouze hodnoty přiřazené k senzorům. Zpracování dat (vyhodnocení krizového stavu) probíhá na serveru.

A. Vyhodnocovací zařízení **4** přijímá hlášení o kritickém stavu pomocí emailu, který zasílá jednotka **3**

B. Vyhodnocovací zařízení **4** se skládá ze dvou částí. První část je mikrokontrolér, který lze jednoduše nastavit, aby akusticky a vizuálně varoval na krizový stav. Druhá část je jakékoliv zařízení blízké osoby, na které si může zobrazit stav krizového hlášení / průběh dat.

1. Bod **3** je webová služba Adafruit.IO, která umožňuje nastavit spouštěče, které se aktivují při zaznamenání akce. Akce může znamenat interakci s mikrokontrolérem, který je součástí bodu **4** (a spuštění alarmu) nebo poslání zprávy přes sociální sítě na zařízení **4**.

2. Alternativou je spuštění vlastního serveru s databází. Potřeba je vlastnit HW úložiště a domény či statické IP adresy nebo pronajmutí služby, která toto zajišťuje.

1.3 Senzory

Senzory jsou komponenty, sloužící ke zpracování vstupního signálu a jeho měření. Umožňují přeměnu energie z typicky jiné než elektrické na energii elektrickou, která je již zpracovatelná běžnými systémy. Mezi tyto systémy patří preprocesor a procesor. Data jsou upravena a normalizována preprocesorem do podoby, se kterou je procesor schopen pracovat a podat informaci od stavu měřené veličiny. Jako je například teplota, tlak, vlhkost a podobně.

Součástka, která zajišťuje opačný postup, tedy převod elektrické energie na jinou (světelnou, mechanickou, a pod.) se nazývá aktuátor. Senzory a aktuátory mají mnoho společného, s ohledem na zaměření této práce se dále budeme věnovat senzorům. [5]

Senzory můžeme dle typu výstupu dělit na analogové a digitální. Výstupem analogového senzoru je napětí přímo závislé na hodnotě měřené veličiny. Pro získání informace je potřeba znát vztah pro převod napětí na měřenou veličinu (například, pokud je převod lineární, může být vztah 1 mV/°C). Výhodou je samostatnost senzoru, není potřeba znát protokol přenosu dat, systém

vyjádření dat. Nevýhodou je ovlivnění výstupu rušením, zapojením modulu do obvodu a častými změnami hodnot před zpracováním signálu.

Digitální senzor obsahuje AD převodník a jiné integrované obvody a na výstupu je napětí signalizující high nebo low úroveň, tedy digitální 1 nebo 0. Výhodou digitálního senzoru je možnost zpracování signálu dodavatelem, hodnota je stabilní, možnost přenosu nejen dat o hodnotě, ale také o původu hodnoty, čas vzniku, a podobně. Nevýhodou je potřeba kompatibilního softwaru na cílovém zařízení pro daný komunikační standard (1-Wire, I^2C, ...), případně kompatibilita logických úrovní (zařízení mohou považovat za high stav jiné napětí na výstupu, zamýšlený stav high bude tedy detekován jako low a naopak) cílového zařízení a součástky.

Charakteristiky senzorů. Senzory mohou být pasivní nebo aktivní. Pasivní můžeme také nazývat modulační, protože pro svou funkci potřebuje pomocnou energii, kterou tvaruje, moduluje. Na výstupu je tedy signál složen z převedené energie měřené na elektrickou a vnější pomocné energie.

Převod měřené veličiny na elektrickou energii je určen převodní charakteristikou, která je pro ideální senzor lineární. Tedy že velikost výstupní hodnoty je přímo úměrná vstupní energii, s citlivostní konstantou. Protože tomu tak není, jsou pro senzory vymezeny oblasti funkčnosti, kdy je převodní charakteristika možná považovat za lineární (například teplotní rozsah senzoru $-40\,°C$ až $100\,°C$).

Pro naši aplikaci jsou nejdůležitějšími parametry: přesnost/rozlišení/citlivost, minimální vstupní signál, pracovní rozsah, a proto se na ně blíže zaměříme.

Naše požadavky jsou určeny fyziologickými hodnotami fyzikálních veličin lidského těla. Ty jsou specifické nízkými hodnotami vstupních veličin (EKG v desítkách mV), nízkou frekvencí signálů (dýchání okolo 1 Hz) a relativně úzkým pracovním rozsahem (teplota přibližně 35 °C - 40 °C). Dalším specifikem fyziologických hodnot je důležitost změny více než absolutních hodnot. Zvláště pro způsob užití navrhovaného zařízení, jakožto hlášení závažných stavů, kdy je výchylka sledovaných hodnot velmi výrazná, je přesná hodnota zanedbatelná, pozornost má změna této hodnoty.

1.3.1 Vybrané technologie měření teploty

Teplotu můžeme měřit kontaktně a bezkontaktně. Jako příklad kontaktního je odporový teploměr pro měření bezkontaktní pyroelektrický senzor. Největší

skupinu tvoří modulační (aktivní) princip. [5] Pro naše užití mají význam pouze kontaktní senzory.

Odporové senzory. Měření teploty pomocí odporových senzorů je založeno na principu změny odporu v závislosti na teplotě polovodičových součástek. Základní dělení je na NTC (Negative Temperature Coefficient) a PTC (Positive Temperature Coefficient). U NTC klesá odpor s rostoucí teplotou a u PTC roste odpor s rostoucí teplotou. Typická hodnota odporu pro NTC termistory může být 0,5 kΩ - 10 000 kΩ a teplotní rozsah −270 °C - 450 °C, rozlišení je ±3 %. Teplotní koeficient změny odporu se bohybuje v rozmezí $-3\,\%\,°C^{-1}$ až $-6\,\%\,°C^{-1}$.

Senzory s přechodem pn. Proud procházející diodou v propustném směru je mimo jiných parametrů závislý na teplotě pn přechodu. Teplotní rozsah −50 K - 200 K, teplotní koeficient změny napětí je typicky $-2\,mV\,K^{-1}$ a rozlišení je ±1 K.

Termoelektrické články. Termoelektrické články jsou velmi často používané aktivní teplotní senzory založené na principu generování elektrického napětí na styku dvou kovů při zahřátí. Typický rozsah je −160 °C - 370 °C, rozlišení je ±3 K, teplotní koeficient změny napětí je $-50\,\mu V\,K^{-1}$. Kvůli špatnému rozlišení není tento typ vhodný pro biomedicínské využití.

Teplotní struktury SAW. Struktury SAW (Surface Acoustic Wave) jsou založeny na změně rychlosti šíření akustické vlny substrátem při změně jeho teploty. Typický rozsah je −40 °C - 160 °C, rozlišení až ±0,001 °C, citlivost je $4\,kHz\,°C^{-1}$.

1.3.2 Vybrané technologie měření zrychlení

Akcelerometry slouží k měření zrychlení, což je první derivace rychlosti a druhá derivace dráhy. Tyto moduly tedy umožňují získání mnoha informací o pohybu. Toho lze využít pro monitorování pohybu, vibrací, interakcí se zařízením či nárazům. Většina senzorů pracuje na principu závaží na pružině s tlumičem. Pohyb tohoto hmotnostního elementu je převeden do elektrické domény, měřen a přepočten na zrychlení. K dosažení tohoto výsledku jsou použity různé principy a podrobněji si popíšeme několik z nich. Aplikováním

několika měřících elementů získáváme 2D a 3D akcelerometry, které měří zrychlení ve dvou respektive třech osách.

Piezoodporové akcelerometry. Piezoodporový jev nastává, pokud je dielektrický krystal deformován a tím se mění jeho elektrický odpor.

Akcelerometry využívající tento jev jsou složeny z ohebného nosníku, na jehož konci je upevněn hmotnostní element. Tento element při pohybu senzoru ohýbá nosník, na kterém je umístěn piezoodpor. Tyto odpory jsou vyrobeny z monokrystalického křemíku a měřením změny odporu můžeme určit zrychlení systému.

Kapacitní akcelerometry. Seismická hmota je opatřena elektrodami, které tvoří spolu s elektrodami na rámu desky kondenzátory. Při pohybu se mění vzdálenost desek a tedy i velikost kapacity. Výhodou oproti piezoodporovým akcelerometrům je jejich stabilita a citlivost.

Piezoelektrické akcelerometry. Piezoelektrický jev je vznik náboje na broušeném dielektrickém krystalu při jeho deformaci. Měřené napětí je převedeno na zrychlení.

Tepelné akcelerometry. Tento typ akcelerometrů obsahuje dvě komory naplněné plynem a vyhřívaný element. Koeficient přenosu tepla je definován a ovlivňován pohybem hmotnostního elementu. Pomocí teplotních senzorů je vypočítáno zrychlení.

1.3.3 Vybrané technologie měření srdečního tepu

Měření tepu je založeno na změně odrazivosti světelného záření během toku krve tepnami. Srdeční tep je vyjadřován jako počet jeho stahů za minutu. Při stahu (systole) je vypuzena krev ze srdce a šířena tepnami, které se pod změnou objemu roztahují. Touto změnou je způsobena změna odrazivosti světla, která je měřitelná fotosenzitivním elementem. Konstrukčně je senzor řešen umístěním LED a senzoru vedle sebe. Po přiložení vhodné části těla (prst, ušní lalůček) musí světelný paprsek projít tělem a odrazí se od tepny zpět k senzoru. Změna napětí je poté převedena na srdeční frekvenci.

Fotoodpor. Fotoodpory jsou tvořeny polovodiči, kterým klesá odpor s dopadajícím zářením. Například křemíkové polovodiče jsou citlivé na ultrafialové (UV), viditelné (VIS) a téměř infračervenému (NIR) záření.

Fotodioda. Pro materiál fotodiody je možné také využít křemíku, ale narozdíl od fotoodporu exituje několik druhů fotodiod. Obecným principem je tvorba elektrického náboje při dopadu záření na diodu. Lze takto například sestrojit solární článek.

Fototranzistor. Fototranzistory fungují podobně jako fotodiody, s tím rozdílem že generovaný proud je řídicím signálem na bázi pro regulaci tekoucího proudu mezi kolektorem a emitorem.

1.4 Komunikační standardy

1.4.1 I^2C[3]

I^2C, také označováný IIC je protokol sloužící k připojení perfierií k mikrokontroléru či jinému zařízení. Oproti UART nabízí připojení více zařízení najednou. Protokol SPI umožňuje připojení více zařízení, ale k jejich připojení je nutno podstatně více spojení s řídicím systémem než u protokolu IIC. Nevýhodou je menší rychlost (oproti SPI).

K připojení jsou potřeba 2 spojení (SDA a SCL) z každého zařízení, které jsou všechny svedeny do jednoho uzlu pro SDA a jednoho pro SCL. SDA označuje datovou linku a SCL časový signál, který vysílá master. Master-slave struktura popisuje, které zařízení je řídicí a které (slave) se řídí pokyny, které zadává master. Aby nedocházelo k záměně dat, každé zařízení musí mít unikátní adresu.

Komunikace zahajuje master a v první zprávě posílá adresu a teprve druhá zpráva obsahuje informace. Pokud je SDA low a SCL high, master dává najevo posílání zprávy. Ta se skládá z devíti bitů pro: popis adresy, udání druhu zprávy (čtení/zápis) a potvrzení obdržení zprávy slave zařízením.

Protokol také oproti jiným umožňuje střídání master-slave konfigurace. Spojení mezi zařízeními jsou open drain.

1.4.2 1-Wire

Je protokol navržen pro minimalizaci požadavků na senzory a mikrokontroléry společností Dallas Semiconductor Corp. . Vyžaduje pouze jedno spojení pro přenos dat a napájení (dohromady s uzemněním tedy obsahuje dva vývody). Napájení během přenosu dat je zajištěno kondenzátorem, který je nabit při

neaktivitě senzoru. Dále poskytuje neměnitelnou 64bit adresu a tím umožňuje komunikace po jedné lince s několika zařízeními. [6]

V zapojení je pouze jedno master zařízení. Všechna zařízení jsou v zapojení open drain s pull up resistorem. Pokud je potřeba přenést zpráva, zařízení je na okamžik přepnuto na hodnotu LOW a ostatní zařízení potvrdí svou přítomnost. Základní sekvence je resetovací puls a 8bit příkaz. Poté následuje zpráva rozdělená do 8bit balíčků. [7]

1.4.3 API [8]

Je zprostředkovatel strukturovaného požadavku a odpovědi mezi dvěmi SW . Každá služba má vlastní pravidla, která určují, jak je nutno strukturovat požadavek a v jakém formátu je odpověď.

1.4.4 REST

REST je styl architektury webových služeb a umožňující vytvořit API použitím HTTP příkazů. REST popisuje pravidla používání a zásady, které mají být dodrženy při navrhování. [8] Mezi některé doporučení patří použití podstatných jmen v adresách, ne sloves, používání stejných HTTP chybových kódů, použití ISO 8601 časového formátu, a podobně. [9]

Pro shrnutí: uživatel používá libovolný jazyk k formulování API požadavku v požadovaném formátu, ten pošle webové službě, která je vystavěna na REST principech, je tedy její chování předvídatelné.

1.5 Cíle

Vizí této práce je umožnit sestavení monitoru základních životních funkcí také pro širokou veřejnost, čemuž je přizpůsobena volba komponent a obsah práce. Možnosti tohoto zařízení jsou významné, přitom k jeho sestrojení není zapotřebí speciálních technologií. Díky těmto vlastnostem je umožněno přejmout tento projekt komunitou a rozšířit. Zejména je potřeba návrh schránky zařízení a optimalizace hardware a software řešení.

Kapitola 2

Dostupná řešení a jejich nedostatky

2.1 Dostupná řešení v České republice

Mezi zástupce dostupných systémů patří například Anděl na drátě [10], Chytrá péče [11] a další. Převážná většina společností v ČR nabízí stejná zařízení (hodinky a přívěšek) s paušálním poplatkem. Nabízené služby jsou velmi podobné. Poplatek zajišťuje spojení na operátora. Některé služby poskytnou informace o dlouhodobém zdravotním stavu, které uživatel sdělí poskytovateli.

2.2 Nedostatky existujících systémů

1. *Totožná zařízení*

   Z důvodu nabídky stejných zařízení si nemůže zákazník vybrat dle jeho osobních požadavků a to jak na cenu, tak na nabízené služby. Pokud nemá poskytovatel služby přímou vazbu na výrobce zařízení, vývoj a změna zařízení je zdlouhavá a obtížná.

2. *Cena (zařízení s paušálem)*

   Cena nabízené služby se odvíjí od ceny zařízení a paušálního poplatku za službu. Zařízení lze zakoupit nebo pronajmout. Koupě se z pravidla pohybuje od 2 000 Kč a měsíční poplatek činí v přepočtu okolo 400 Kč za měsíc. Minimální roční náklady jsou tedy okolo 7 000 Kč. Tyto ceny mohou být pro řadu seniorů příliš.

3. *Rozměry, forma zařízení*

   Nejběžnější formy zařízení jsou hodinky a přívěsek. Zařízení typu přívěsek vyžaduje od uživatele změnu chování, tedy nošení přívěsku, který může

překážet, být těžký, budit nežádoucí pozornost apod. Zařízení typu hodinky již nemusí do běžné činnosti zasahovat, jelikož mnoho lidí je zvyklé nosit hodinky. Ovšem hodinky jsou poměrně velké a s displejem. Čas zobrazený na displeji může být obtížně čitelný (na slunci, nebo bez brýlí na čtení) a rozměr zařízení může překážet. Oba typy vyvolávají pozornost okolí, jelikož nejsou u cílové skupiny běžné.

4. *Absence přístupu k informacím pro 3. osobu*

   Služby běžně neumožňují sledování stavu blízké osoby jinou osobou než operátorem. Přitom považujeme tuto funkci za nezbytnou, za předpokladu, že většinový zákazník je rodinný příslušník pořizující službu za účelem získání přehledu o stavu svých blízkých bez omezení životního stylu jak zákazníka (např. stávající zaměstnání neumožňuje chtěnou potřebu kontaktu), tak uživatele (např. upřednostňuje domácí prostředí oproti nemocniční / pečovatelské péče).

5. *Frekvence nabíjení*

   Uvedená výdrž zařízení typu hodinky je 3 dny. Jedná se o uvedenou výdrž, skutečná může být ještě menší. Po uživateli tedy požadujeme, aby hodinky nabíjel několikrát do týdne, na což není u běžných hodinek zvyklý. Nastává tedy riziko zapomenutí nabíjení a tedy vyřazení z funkce. Pokud uvažujeme o zařízení jako bezpečnostní pojistce, je důležité zodpovědět otázku, co se děje v momentě nabíjení? Pokud uvažujeme nabíjení přes noc, zařízení není v provozu 2-3 noci v týdnu a noc je rizikovější pro uvažovaného uživatele .

Řešením může být pořídit duplikátní zařízení pro nošení během nabíjení jiného zařízení. Toto řešení nepřichází v úvahu vzhledem k finanční zátěži z toho plynoucí a také softwarové ošetření spojení informací ze dvou zařízení s jedním uživatelem. Pokud by data nebyla spárována, došlo by pravděpodobně ke spuštění procesu pro krizové případy.

2.3 Možná řešení

1. *Totožná zařízení*

   Vyvinutí vlastního zařízení, přizpůsobené několika skupinám využití.

2. *Cena (zařízení s paušálemé)*

   Několik cenových hladin zařízení, podle potřebných funkcí tak, aby cena nebyla rozhodující faktor pro sociální službu.

3. *Rozměry, forma zařízení*

   Do návrhu zařízení zahrnout potřeby spotřebitele. Pro regenerující pacienty může být zařízení podobné již nabízeným produktům. U tohoto zařízení není prioritní cena, protože si jej spotřebitel pronajímá na minimální časový úsek. Pro seniory navrhujeme zařízení např. jako hodinky s analogovým ciferník a rozměry o málo většími než je běžné. Případně verze pro muže i ženy. Náramek nabízí nevužitý prostor například pro uložení senzorů. Při požadavku spotřebitele na velký počet funkcí jsou větší rozměry nevyhnutelné. Přívěšek není praktický pro uživatele a komplikuje úlohu implementace funkcí pro vývojáře. Na zvážení je možnost jiných typů zařízení, například pásy kolem trupu, implementace do oděvu.

4. *Není přístup k informacím pro 3. osobu*

   Nutno zajistit přístup k informacím osobám uvedených uživatelem. Jako řešení se nabízí přeposílání zpracovaných dat od operátora nebo přímý přístup přes webovou službu. Pokud není cílem služby poskytovat komunikaci s operátorem, ale přesunout rozhodovací proces k osobě blízké, je s výhodou vypuštěna role operátora. Systém lze nastavit ke zpracování dat, nastavení upozornění při dosáhnutí uživatelem stanovených spouštěcích hodnot.

5. *Interval nabíjení*

   a. snížení spotřeby
      - odebráním méně potřebných senzorů
      - zvolením vhodného komunikační technologie
      - odesílání dat v balíčccích, ne v reálném čase

   b. změna baterie
      - zvětšení kapacity
      - zvolení jiného typu

   c. chytré využití technologií

- v domě Bluetooth nebo WiFi
- mimo dům GSM

d. energy harvesting

Kapitola 3

Návrh a realizace

3.1 Specifikace

Pro cíle diplomové práce jsme zvolili variantu A2A1 (pro podrobný popis viz kapitolu výše). Sestrojení laboratorního vzorku monitorovacího systému v této variantě vyžaduje přiměřenou obtížnost a nekomplikovanou infrastrukturu. Kritickým prvkem je webová služba, která musí zajistit ukládání dat, zpracování a hlášení kritického stavu. Za tímto účelem je využita služba AdafruitIO [12]. Tato služba je zdarma k dispozici, k dispozici je i placená PRO verze.

Základ řídicího systému tvoří minipočítač, který je připojen na domácí WiFi síť, kterou musí zajistit uživatel. Data jsou poslána na webovou službu Adafruit IO, kde jsou uložena po dobu 30 dní. Služba má nastavené spouštěče, které při záznamu kritické situace posílají upozornění emailem koncovému uživateli (pozorovateli). Email obsahuje přednastavený text obsahující abnormální hodnotu, která krizové hlášení vyvolala a odkaz na přehled dat o nositeli.

3.2 Hardware

Email má výhodu v množství informací, které lze touto cestou sdělit, nevýhodou je závislost na internetovém připojení pro koncového uživatele. Na druhou stranu mnoho lidí má datové připojení i v mobilním zařízení a ve větších městech je k dispozici WiFi připojení zdarma. Alternativní možností je posílat data přes GSM, jehož hlavní výhodou je větší pokrytí signálem, k připojení stačí jakékoliv mobilní zařízení se SIM kartou, nevýhodou ovšem jsou nenulové náklady na posílání SMS zpráv. Monitorovací zařízení by kromě

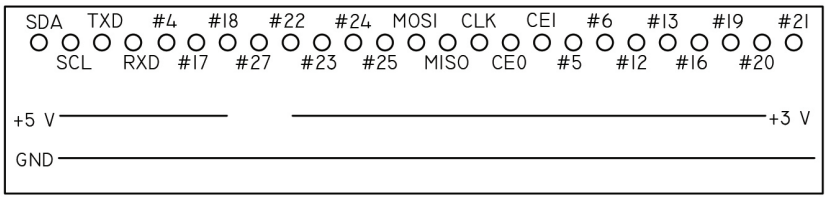
WiFi připojení muselo mít modul čtečky SIM karet a aktivovaný tarif, popřípadě nabitý kredit u operátora. Pro testování služby byl zvolen email, protože je zdarma a je tedy vhodný pro testovací fázi, kdy je vyžadována větší frekvence zasílání zpráv.

První volbou řídicího systému je mikrokontrolér Adafruit Feather ESP8266, který nabízí WiFi připojení, analogové i digitální vstupní piny a v továrním nastavení podporuje Arduino. Dle specifikace projektu chceme používat jako implementační jazyk MicroPython, je tedy potřeba změnit software zařízení. Toto provede dle návodu v Programming with Micropython [3] a pro specifické kroky dle platformy využijeme [13]. Pro ilustraci nastíníme základní kroky.

1. Stáhnutí aktuální verze firmware specifické pro dané zařízení
2. Spuštění zařízení v boot-loader módu
3. Smazání flash paměti a flash nového firmwaru ystém je přístupný přes WebREPL, případně REPL v podporovaných IDE (např. PyCharm [14])

Použitím hat pro Raspberry Pi Zero W získáme prostor pro připájení senzorů pro stabilní upevnění, pohodlné rozvedení důležitých pinů (zejména napájení +3 V a +5 V, a uzemnění GND). Některé sloupce jsou spojeny, takže je možné jeden pin snadno rozvést do více zařízení a naopak. Díky připájení female header lze jednoduše připojit hat k výpočetní jednotce anebo pro snadné pájení modul odebrat, díky odebrání se také vyhneme tepelnému poškození základní jednotky.

V práci používám zjednodušené schéma (viz obrázek 3.1) zobrazující piny Raspberry Pi vyvedené na Proto Bonnet hat, napěťové linky a zemnící linku. V zařízení jsou tyto linky realizované zdířkami v desce s měděným povrchem pro připájení kontaktů, zdířky stejné funkce jsou vodivě spojeny a tvoří linku.



Obrázek 3.1: Schématické znázornění součástky Proto Bonnet Raspberry Pi hat [15]

Komponenty. V naši práci používáme senzor teploty DS18B20 [16] (produktové označení prodejce DS18B20+), zrychlení LIS3DH [17] a tepu srdce PulseSensor [18]. Nejprve propojíme senzory s mikrokontrolérem na breadboard a zajistíme čtení hodnot. Po dosažení funkčnosti systému, zhotovíme přenositelnost systému a zvýšení robustnosti připájením na desku určenou k prototypizaci. Tento krok stále umožňuje změnu zapojení součástek, ale již omezuje možnosti rozpojení a mechanických problémů.

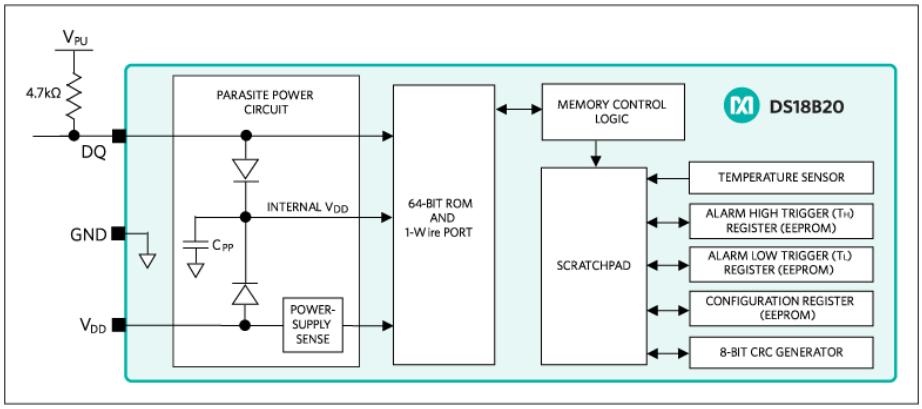
Programování a kontrola funkce systému probíhá pomocí vývojového prostředí PyCharm [14] s instalovaným pluginem MicroPython od Jetbrains [19] pro sériovou komunikaci s mikrokontrolérem. Tento doplněk umožňuje také kontrolu syntace. Pro používání je nutné v nastavení, pod záložkou jazyky a frameworks, pro MicroPython povolit podporu MicroPython, nastavit typ zařízení a cestu k zařízení. Cesta k zařízení je označení použitého USB portu na počítači. Pro funkci sériové komunikace je potřeba přidat novou konfiguraci spuštění, která využívá MicroPython, a nastavit cestu k umístění souboru, který chceme nahrát do mikrokontroléru. V základním nastavení se spouští main.py, ze kterého lze odkázat na ostatní moduly.

3.2.1 Měření teploty [16]

Pro měření byl zvolen senzor DS18B20+, který je vlastnostmi totožný s DS18B20. Vstupní napětí může být 3,0 V - 5,5 V. Napájení lze realizovat tzv. parazitně, tedy z datové linky. V tomto režimu musí být GND i V_{DD} uzemněny (viz obrázek 3.2. Pokud nejsou ze senzoru čtena data, nabíjí se kondenzátor C_PP, který poté slouží jako zdroj napětí při posílání dat. Z principu je tedy nutno omezit dobu nepřetržitého provozu, protože může dojít k vybití. Každé zařízení má 64 bit unikátní adresu, je tedy možno použít několik zařízení na jedné datové lince. Podrobnější informace a hodnoty parametrů nalezneme v souboru datasheet od výrobce [16].

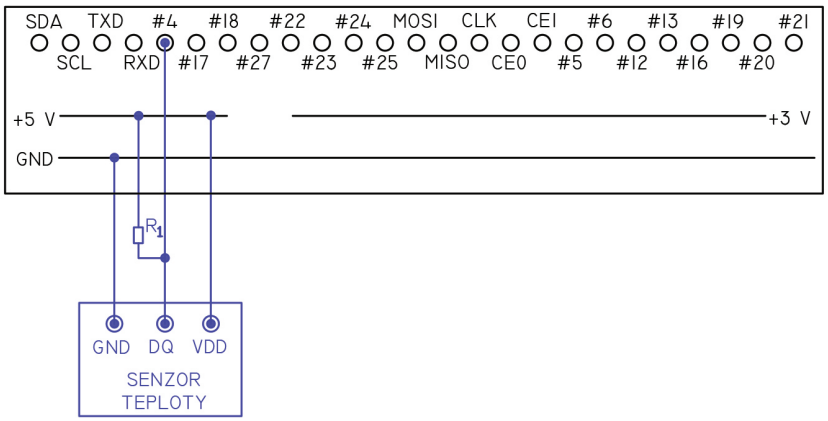
Rozsah měření s přesností ± 0,5 °C je −10 °C až 85 °C. Rozlišení je volitelné 9 bit - 12 bit. Senzor má několik druhů pouzdření, včetně TO-92, které je určené pro THT pájení.

Pro pochopení funkce senzoru slouží obrázek 3.2. Napájecí napětí V_{DD} nemusí být totožné s referenčním V_{PU}. Senzor poskytuje možnost nastavit interrupt příkazy pro hlídání překročení minimální nebo maximální teploty. Tuto funkcionalitu nevyužíváme. Princip snímání teploty se pomocí dostupných materiálů nepodařilo určit.



Obrázek 3.2: Blokové schéma teplotního senzoru DS18B20

Připojení modulu k řídicímu zařízení znázorňuje schématicky obrázek 3.3. Ground pin senzoru (GND) je připojen na rozvedenou linkou GND na hat, datová linka (DQ) je připojena na digitální IO (In Out) pin číslo čtyři a zároveň přes odpor $R_1 = 4700\,\Omega$ na napěťovou linku + 5 V. Tento odpor slouží jako pull-up odpor, tedy udržuje datový výstup ve stavu high. Díky tomuto principu lze použít parazitní napájení přes datovou linku (pro toto využití ale musíme uzemnit GND i V_{DD} piny, viz výše). Pro napájení jsme použili 5 V v běžném režimu.



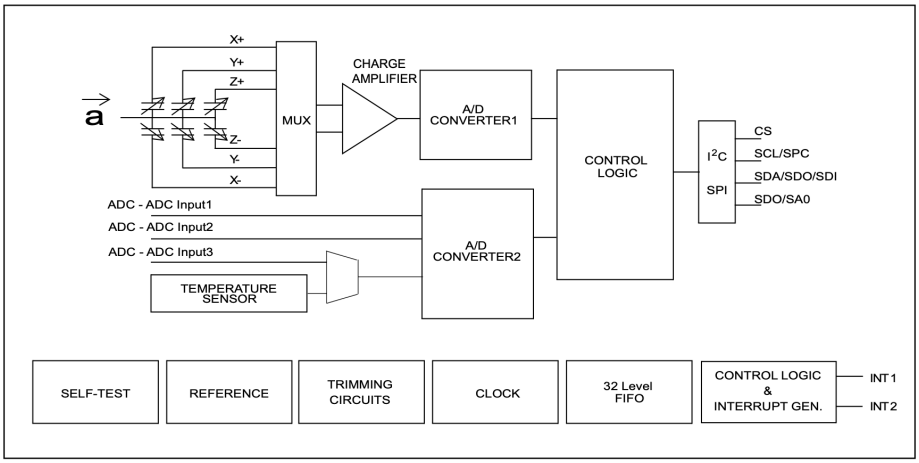
Obrázek 3.3: Zapojení teplotního senzoru (DS18B20) k Raspberry Pi hat

Na obrázku je rezistor $R_1 = 4{,}7\,\mathrm{k}\Omega$.

3.2.2 Detekce pádu [17]

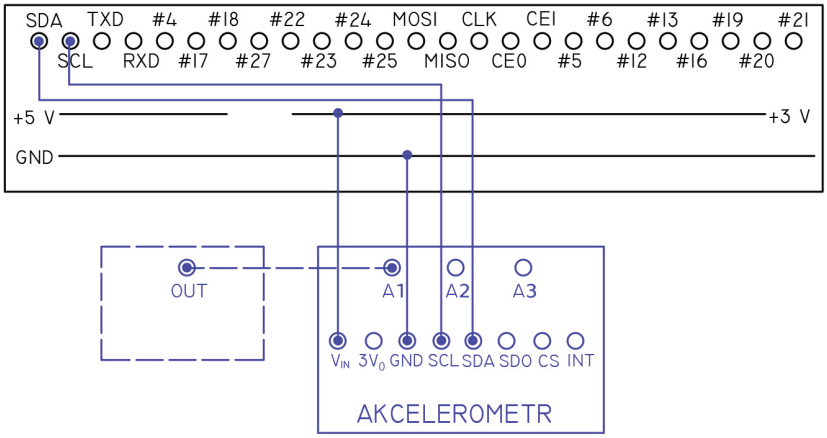
Pro detekci pádu jsme použili akcelerometr LIS3DH (pro další informace o použití viz [20]. Tento akcelerometr je tří osý, citlivost senzoru je nastavitelná 1 mg/digit - 192 mg/digit. Pracovní rozsah je nastavitelný 2 g - 16 g symetricky. Senzor je umístěn na breakout board a obsahuje analogově digitální převodník (ADC) o rozlišení 10 bit v high-resolution (normálním) režimu a 8 bit v low-power (úsporném) režimu. ADC má 3 vstupní a 1 výstupní pin. Na pin A3 je připojen také teplotní senzor, pro jeho použití je potřeba programovat měnit registry zařízení. Teplotní senzor je určen k potlačení vlivu teploty na nepřesnost měření zrychlení. Vhodný je pro měření změny teploty více než pro měření absolutních hodnot, pro naše účely měření tělesné teploty tedy použitelný není. Nebyl použit ani pro potlačení tepelné odchylky akcelerometru, jelikož pro nás nejsou důležité akurátní absolutní hodnoty, ale pouze náhlé (významné) změny. Konfigurací registrů lze z pinu A3 získat hodnoty teplotního senzoru, ovšem není použitelný pro měření jiná. K připojení externího teplotního modulu tedy byl využit pin A3. Ačkoliv break-out board pro integrovaný obvod LIS3DH od Adafruit dle specifikace [17] umožňuje napájení 3 V - 5 V, přídavný ADC vyžaduje, aby připojené senzory měly napětí v rozsahu 0,8 V - 1,6 V. Toto byl problém u senzoru srdečního tepu, viz kapitola 3.2 odstavec Měření srdeční frekvence. Čip LIS3DH jako takový je nutno napájet napětím 1,71 V - 3,6 V (viz příloha) , aby byla zajištěna široká kompatibilita, je breakout board vybaven regulátorem napětí. Senzor pracuje v nastavitelném taktu 1 Hz - 5300 Hz. Pro nás nejnáročnější komponentou co se týče vzorkovací frekvence je senzor tepu. Mikročip poskytuje dva interrupt piny, které slouží pro generování událostí nezávisle na měření zrychlení. Zařízení tedy dokáže měřit zrychlení, posílat data do master zařízení a v případě podmínek definovaných pomocí programovatelných registrů změní hodnotu interrupt pinu. Kromě změny stavu lze také zjistit příčinu této události. Tyto události mohou znamenat překročení určité hodnoty na některé z měřených os nebo naopak její pokles pod danou hranici, detekce poklepání na senzor, detekce zatřesení a jiné, viz datasheet v příloze, kapitola A .

Pro pochopení funkce senzoru slouží obrázek 3.4



Obrázek 3.4: Blokové schéma akcelerometru LIS3DH

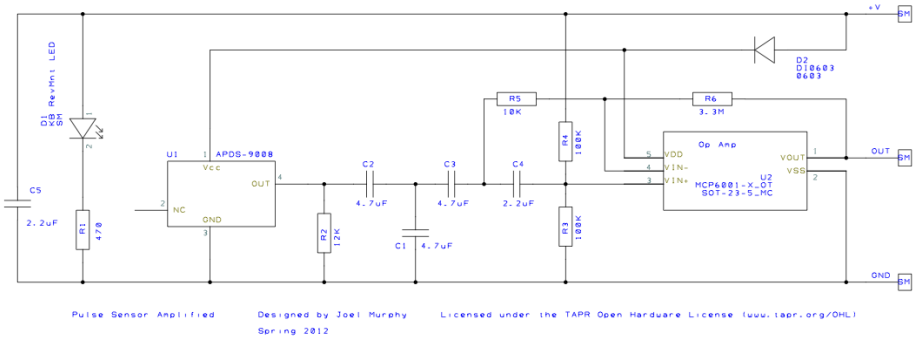
Citlivost senzoru je nastavitelná 1 mg/digit - 192 mg/digit . Pracovní rozsah je nastavitelný 2 g - 16 g symetricky.



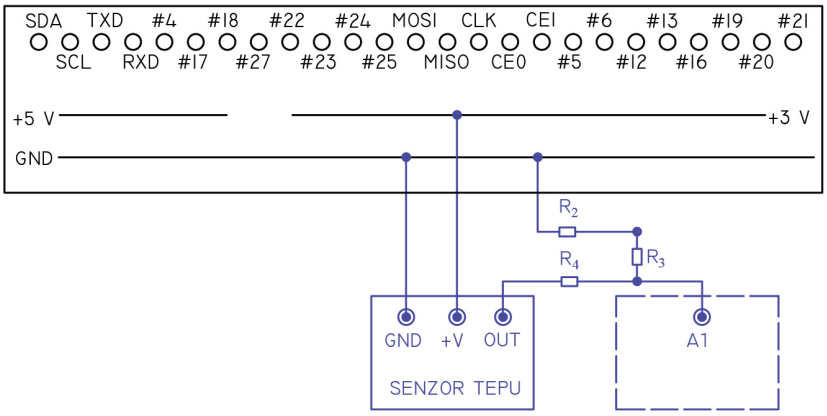
Obrázek 3.5: Zapojení akcelerometru (LIS3DH) k Raspberry Pi hat

3.2.3 Měření srdeční frekvence [18]

Pro pochopení funkce senzoru slouží obrázek 3.6. D1 je zelená LED vysílající záření, které se odráží od tepny a je zachyceno blokem APDS-9008. Výstupná napětí je zpracováno a vyvedeno mimo senzor do výstupu OUT.



Obrázek 3.6: Blokové schéma senzoru tepu



Obrázek 3.7: Zapojení senzoru tepu (PulseSensor.com) k Raspberry Pi hat

Na obrázku je rezistor $R_2 = R_3 = R_4 = 10\,\mathrm{k}\Omega$.

Senzor srdečního tepu je analogový, pasivní. Jádrem součástky je senzor APDS-9008. Požadované vstupní napětí je 1,6 V - 5,5 V. Dle nákresu se jedná o fotodiodu a dle dokumentace k APDS-9008 [21] je výstupní napětí přímo úměrné generovanému "foto"proudu a zatěžovacímu rezistoru.

Breakout board obsahuje tři otvory pro přišití k oděvu nebo upevnění na zařízení. Ve výrobním stavu jsou vyvedeny tři male jumper kabely pro použití s breadboard. Mezi výhody komponenty PulseSensor patří vysoká kompatibilita a možnosti přizpůsobení. Cílovým sektorem je neodborná veřejnost, pracující s platformami Arduino, Raspberry Pi a podobnými. Vzhledem k těmto specifikacím je součástka značně upravitelná dle potřeb uživatele. Obvody jsou obnaženy a volně přístupny, toho lze využít k výměně rezistorů (vhodné pro použití 5 V zdroje napájení) a podobně dle instrukcí výrobce [22].

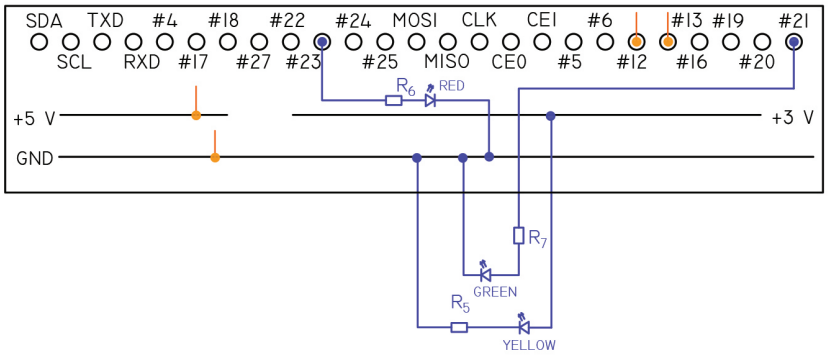
Při měření je ovšem tato otevřenost konstrukce závadou, protože dochází ke kontaktu s kůží a může dojít ke zkratování obvodu. Na straně foto citilivé strany dochází ke zkratu fotosenzoru, na opačné straně může dojít ke zkratu napájení. Z toho důvodu je nutno zamezit možnosti kontaktu s kůží. Toho lze docílit na straně senzoru přelepením průhlednou páskou, je potřeba zajistit, aby nedocházelo k ovlivnění paprsku světla. Na straně obvodů je možností konstrukčně zamezit přístupu anebo, dle návodu výrobce, tuto stranu zalepit pomocí hot glue.

Na obrázku 3.7 je modrou barvou znázorněn senzor tepu a potřebné obvody. Černou barvou je znázorněn Proto Bonnet. Senzor je napájen 3 V a výstup fotosenzoru je označen OUT. Čárkovaně je vyznačen akcelerometr, který obsahuje AD převodník a pin OUT je přiveden na pin A1 tohoto ADC. Kvůli specifikace ADC (více informací o ADC [23] a [24]), který na vstupu potřebuje napětí v rozmezí 0,8 V - 1,6 V je vývod fotosenzoru napojen na dělič napětí složený z rezistorů $R_2 = R_3 = R_4 = 10\,\mathrm{k\Omega}$. Signál na převodník je vyveden mezi rezistory R_3 a R_4. Výstupní napětí senzoru tepu je poloviční ku vstupnímu napětí a osciluje s výchylkou $\pm 1{,}3\,\%$. Při vstupním napětí 3,3 V je výstupní napětí v přibližném rozmezí, během měření na kůži, 1,64 V - 1,68 V. Napěťový dělič upravuje napětí konstantou 2/3, tedy napětí na vstupu do ADC je v rozmezí 1,09 V - 1,12 V.

3.2.4 Pomocné obvody

Pro kontrolu funkčnosti hardwaru a testování softwarových funkcí jsme na prototypovací desku přidali obvody, které umožňují snadnou a rychlou kontrolu. Jak je znázorněno na obrázku 3.1 oranžovou barvou, jedná se o dva GPIO piny, jeden napájecí pin o napětí +5 V a uzemňovací pin GND. Pro snadnou přístupnost pinu jsme zvolili male header u všech vývodů. Jejich připájením je zajištěn spolehlivý spoj a připojením jumperů vhodných k použití s breadboard lze přímo připojit testované součástky anebo zapojit do breadboard, kde lze vytvořit složitější obvody.

Modrou barvou jsou na obrázku znázorněné zapojené LED. Červená a zelená LED je zapojena v sérii s 360 Ω odporem a žlutá je v sérii s 10 kΩ. Červená je ovládána pomocí GPIO 23 a je použita pro signalizaci začátku a konce měření srdečního tepu (viz kapitola 3.4.2). Zelená je řízena GPIO 21 a je použita pro signalizaci pádu (viz kapitola 3.4.2).



Obrázek 3.8: Schématické znázornění připojených pomocných obvodů

Na obrázku je rezistor $R_5 = 10\,\mathrm{k}\Omega$ a $R_6 = R_7 = 360\,\Omega$.

3.3 Pájení

Pro zhotovení laboratorního vzorku monitoru je zapotřebí napájet senzory, komplementární obvody a spojit je se zařízením. K pájení použijeme páječku SR-976, s nastavitelnou teplotou 250 °C - 480 °C. Jako spojovací materiál použijeme bezolovnatou pájku (Sn99, 3Cu0, 7NiP) s aktivním tavidlem uprostřed. Bod tání je 225 °C - 228 °C, pracovní teplota 280 °C a doporučená teplota hrotu 300 °C - 350 °C.

K vhodným příslušenstvím patří "třetí ruka"pro uchycení a polohování pájených součástí, odsávačka par, odsávačka pájky pro odstranění přebytečné pájky, přírodní hubka nebo drátěnka pro čištění hrotu páječky a péči o něj, pinzeta, kalafuna pro obtížně pájitelné spoje.

Před pájením komponent čistíme kontakty dokud nejsou lesklé, abychom odstranili oxidaci. Oxidace vzniká kontaktem se vzduchem a zamezuje vytvoření kvalitního spoje. (Také zhoršuje snadnost pájení.) Dáváme pozor na ohýbání kontaktů, které jsou křehké.

Pokud používáme protoboard s vodivě spojenými sloupci či řádky, omezíme potřebu použití spojovacích jumperů . Zvláště vhodnými jsou pro vedení napájení a uzemění.

Dle datasheet pro jednotlivé senzory lze použít 5 V napájení pro všechny. Dále teplotní čidlo

Po pájení je vhodné nanést tenkou vrstvu pájky na hrot pro jeho ochranu a snadnost dalšího použití.

3.4 Software

Software k monitoru se skládá ze tří modulů ovládající jednotlivé senzory, hlavního modulu, modulu pro práci s webovou službou, modulu pro ovládání LED.

Ovládání senzorů je v souborech temperature.py, HR.py a acce.py pro řízení senzoru čidla, srdečního tepu a zrychlení dle pořadí. Struktura souborů je podobná u všech modulů - nejprve jsou importovány potřebné knihovny, poté jsou definovány konstanty a proměnné, následují definice funkcí pro použití mimo modul, na závěr může být skript automaticky spustitelný při přímém spuštění modulu (nespustí se při importování jiným modulem). Detaily jsou uvedeny níže v příslušných sekcích.

3.4.1 Komunikace

Po zajištění funkčnosti monitorovacího systému zajistíme posílání dat do webové služby. Nastavíme spouštěče krizových stavů a zajistíme komunikaci s koncovým uživatelem, ta je zajištěna pomocí AdafruitIO, kde jsou uložena data a službou IFTTT [25], která zajišťuje zaslání upozornění. Data na platformě AdafruitIO mohou být zobrazena v grafu, sdílena, lze nastavit spouštěče reagující na překročení určité hodnoty a umožňují použití API.

3.4.2 Hlavní modul

Obsah modulu. Modul je určen pro ovládání všech funkcionalit, importuje tedy všechny vytvořené moduly (temperature.py, acce.py, HR.py, blink.py, web_service.py). Kromě těchto modulů je pro časování běhu programu importována funkce sleep(secs) z modulu time.

Algoritmus. Modul neobsahuje funkce, při přímém spuštění se spustí nekonečná smyčka opakovaně vykonávající následující akce:

1. označení čísla měření
2. načtení teploty
3. upozornění uživatele na chystané měření tepu pomocí červené LED

4. měření srdečního tepu
5. signalizace ukončení měření tepu pomocí červené LED
6. načtení dat z akcelerometru (stav pádu, zrychlení ve všech osách)
7. zobrazení teploty v konzoli
8. nahrání dat do webové služby Adafruit IO
9. zvýšení počítadla měření
10. pauza 1 s

Zobrazení tepu srdce je součástí funkce getHR, pád je signalizován zelenou LED.

3.4.3 Teplotní senzor

[26]

Obsah modulu. Soubor *temperature.py* obsahuje zdrojový kód pro práci s teplotním senzorem. Na začátku importujeme potřebné knihovny pro práci se souborovým systémem a časováním. Neimportujeme knihovny celé, ale pouze funkci *glob*, respektive *sleep*. Funkce glob umožňuje heldání cest k souborům obshaující hledaný výraz. Výsledkem je list (seznam) adres. Funkce sleep je použita pro časování běhu programu, pozastavuje běh na počet sekund udaných ve vstupním parametru.

Algoritmus. Pro použití 1-Wire protokolu v Raspberry Pi je potřeba zpřístupnit tuto možnost v systémovém nastavení pomocí

1. GUI
   a. ikona Menu vlevo nahoře
   b. nabídka Preferences
   c. nabídka Raspberry Pi Configuration
   d. záložka Interfaces
   e. označit Enable u položky 1-Wire
   f. potvrdit a restartovat zařízení
2. konzole

a. zadat příkaz

```
sudo raspi-config
```

b. vybrat nabídku číslo 5 - Interfacing options
c. vybrat nabídku 1-Wire a potvrdit
d. vybrat Finish na hlavní obrazovce
e. restartovat Raspberry Pi pomocí příkazu

```
sudo reboot
```

nebo manuálně využitím `sudo shutdown now` a zapnutí pomocí připojení napájení

Raspberry Pi je přiraveno na použití 1-Wire protokolu, ale je potřeba definovat, na kterém pinu budou data přijata. Pomocí terminálu a příkazu

```
sudo nano /boot/config.txt
```

otevřeme konfigurační soubor v editoru nano. V souboru je nutné vložit řádek

```
dtoverlay=w1-gpio, gpiopin=p
```

, kde p značí pin připojený k zařízení - v našem případě p = 4. Klávesovou zkratkou ctrl+x uzavřeme sobour, povrdíme uložení a restartujeme Raspberry Pi.

Nyní již můžeme manipulovat s zařízením, postupujeme dle následujícího návodu [**circuitBasics_temp**] Po spuštění otevřeme terminál, zadáme a po jednom spustíme příkazy:

```
sudo modprobe w1-gpio
sudo modprobe w1-therm
cd /sys/bus/w1/devices
ls
```

Tím jsme docílili zobrazení připojených 1-Wire zařízení. Pokud je vše funkční, v terminálu se zobrazí adresa zařízení ve formátu $28 - xxxxxxxxxxx$ a $w1_bus_master1$. adresa začínající číslem 28 je adresa našeho senzoru. Po zpřístupnění jsou data ukládána do souboru v systému pod názvem adresy senzoru. Pro načtení hodnot je potřeba po jednom zadat příkazy, kde místo x doplníme adresu našeho zařízení:

```
cd 28-xxxxxxxxxxxx
cat w1_slave
```

Provedli jsme změnu adresáře a přečtení dat. V zobrazeném výstupu nalezneme hodnotu $t =$ zobrazujícím tepotu v tisícinách °C.

Nyní je možné použít modul *temperature.py* pro čtení teploty.

Metody definované uživatelem jsou *read_temp_raw*(), *read_temp*(), *get_temp*(). *read_temp_raw*() načte soubor s informacemi o senzoru a poskytne je k dalšímu zpracování. *read_temp*() Zkontroluje, zda data obsahují potřebné informace, extrahuje z nich informace o teplotě a převede na stupně celsia. Tato hodnota je poskytnuta dále. Metoda *read_temp_raw*() slouží pouze k vytištění teploty na obrazovku Raspberry Pi.

3.4.4 Akcelerometr

Obsah modulu. Modul acce.py obsahuje kód pro obsluhu akcelerometru. Importujeme knihovny time, board, busio, adafruit_lis3dh a blink. Poslední uvedená, blink, je námi vytvořená. Opět importujeme pouze funkce, které používáme pro úsporu výpočetního výkonu. Z modulu time jsou jimi funkce time(), sleep(secs), z busio I2C(scl,sda) pro stanovení pinů pro komunikaci v protokolu I^2C. Ostatní moduly jsou importovány celé.

Algoritmus. Po načtení modulů následuje část inicializace akcelerometru, která spočívá v přiřazení pinů, které jsme připojili k Raspberry Pi a senzoru a nastavení parametrů akcelerometru. Použijeme dedikované porty Raspberry Pi pro I^2C (SCL a SDA) a vytvoříme instanci proměnné LIS3DH_I2C s adresou 0x18. Také nastavíme rozsah senzoru na ±8 g. Tato část kódu je spuštěna i při importování jiným modulem. Adresu je možné změnit na 0x19, pokud se pin SDO připojí na napětí 3,3 V. Uzemněný nebo nepřipojený pin zachovává původní adresu.

Následující sekce definuje funkce pro použití napříč moduly. Jedná se o get_acce() a checkFall() .

Na závěr je zahrnut kód spustitelný při přímém spuštění modulu. Toho lze docílit v Raspberry Pi konzoli pomoci příkazu:

```
python3 acce.py
```

Pokud nechceme spustit tuto část kódu, ale zbytek ano, nejprve spustíme python konzoli a poté importujeme soubor:

```
python3
import acce.py
```

Funkce get_acce() načte data z akcelerometru a přepočte je pomocí definované hodnoty "STANDARD_GRAVITY", která je v základním nastavení 9,806 m s^{-2}. Výstupem funkce jsou tři hodnoty zrychlení postupně pro osu x, osu y a osu z. Pro identifikaci jsou na senzoru tyto osy vyznačeny. Jednotky, ve kterých je zrychlení (a) vyjádřeno jsou g. Hodnota $a = 1g$ pro danou osu znamená, že je senzor natočen paralelně k této ose v kladném směru. Při otočení o 180° je hodnota $a = -1g$, kolmo na osu je hodnota $a = 0g$.

Funkce checkFall() kontroluje, zda zařízení nepadá. Pád se vyznačuje tím, že zrychlené ve všech osách se blíží 0 g. Pro reálnou detekci je potřeba stanovit hranici, od které je zrychlení považováno za nulové a je vyhlášen stav pádu. V této funkci je experimentálně stanovena hodnota 0,25 g. Této hodnoty (nebo nižší) musí dosáhnout všechny osy současně. Pro výpočet absolutní hodnoty je využita druhá odmocnina druhé mocniny zrychlení v dané ose. Pokud je podmínka splněna je, s využitím modulu blink rozsvícena zelená LED na 1 s. Funkce navrací hodnotu boolean pro označení pádu, a tři float hodnoty pro zrychlení ve všech směrech.

Při přímém vyvolání modulu acce.py je v nekonečné smyčce volána funkce checkFall(). Při spuštění z terminálu je možné nekonečnou smyčku ukončit klávesovou zkratkou

```
ctrl+c
```

3.4.5 Senzor tepu

Obsah modulu. Soubor HR.py je zdrojový kód pro čtení srdečního tepu. Na začátku importujeme potřebné knihovny pro práci s časováním programu a námi psaný modul acce.py. Z modulu time importujeme pouze funkce time a sleep. Metoda time() slouží k stanovení doby, po kterou trvalo vzorkování senzoru pulsu. Metoda sleep(x) pozastaví běh progamu na x sekund.

acce.py je modul pro ovládání akcelerometru, my jej ale nyní použijeme pro přístup k AD převodníku a čtení dat. Importováním modulu inicializujeme akcelerometr a můžeme využít funkci k čtení dat z ADC.

Algoritmus. Modul obsahuje pouze jednu funkci *getHR(duration, csv)*, která přijímá dva argumenty. Argument duration je číslo značící počet vzorků, které

jsou zaznamenány a argument csv je typu boolean a umožňuje uživateli zvolit, zda bude vytvořeno csv s naměřenými hodnotami a navazujícími výpočty. Poslední argument je volitelný a pokud není určena hodnota, csv vytvořeno není.

Soubor typu CSV (Comma Separated Value) umožňuje sdílení hodnot s vysokou kompatibilitou mezi programy (práci s ním podporuje Microsoft Excel, Google Sheets a další). V principu se jedná o data uložena za sebou a oddělena čárkami pro označení sloupců. Tyto znaky se mohou napříč programy lišit a přizpůsobit. Data uložena v souboru obsahují hodnoty po odečtení izolinie, druhou mocninu těchto hodnot, diferenci sousedních hodnot, označení, zda byl detekován puls a doba měření tepu.

Výpočet pulsu jsme provedli následovně:

1. odečtením experimentální hodnoty izolinie - 1090
2. pro zvýšení odstupu užitečných dat od šumu jsme vypočetli druhou mocninu
3. pro zjištění gradientu mezi hodnotami jsme odečetli od následující hodnoty aktuální hodnotu
4. zjistili jsme maximum rozdílových hodnot
5. stanovili jsme prahovací hodnotu jako část maximální diference
6. provedli jsme přidání příznaku 0 a 1 pokud byla data nižší než práh nebo vyšší než práh
7. spočetli jsme počet tepů (sečtení všech "1")
8. dosadili jsme do rovnice pro pro výpočet

$$bpm = 60/t * n,$$

kde bpm je počet úderů srdce za minutu, t je doba měření v sekundách a n je počet naměřených tepů

Kapitola 4

Diskuze

Vzhledem k vysokým nárokům jazyka Python a použití mnoha knihoven, bylo zapotřebí vyměnit ESP8266 zařízení za RaspberryPi Zero W. Tento minipočítač umožňuje navíc k mikrokontroléru připojit monitor, klávesnici a jiné periferie. Výhodou je použití plné verze jazyka Python 3 oproti MicroPython.

Teplotní čidlo nefunguje zcela tak, jak jsme v návrhu předpokládali. Nejprve byl obvod testován pomocí breadboard, poté připájen k proto board, ale místo +3 V pro napájení bylo použito +5 V parazitní napájení. Protože senzor od spuštění ukazoval teplotu téměř o 3 °C větší a měřená hodnota se v rámci krátkého časového intervalu v řádu desítek sekund zvětšovala, došli jsme k závěru, že použitá knihovna nezahrnuje práci s daty za použití parazitního napájení. (Při tomto napájení je potřeba kontrolovat dobu komunikace s 1-Wire zařízením, aby nedošlo k jeho úplnému vybití.) Proto jsme senzor zapojili stejně jako v testovacím breadboard zapojení. Hodnoty se nezlepšovaly, byl tedy vyměněn senzor za totožný typ, ale jiné zařízení. Touto výměnou byla spravena počáteční vyšší hodnota měření, ale hodnota stále narůstá.

Toto je s největší pravděpodobností způsobeno zahříváním modulu s akcelerometrem, který je v dostatečné vzdálenosti, aby senzor teploty zahříval. Poškození prvního senzoru teploty bylo pravděpodobně způsobeno přehřátím při pájení anebo nešetrnou manipulací s vývody. Zahřívání od ostatních komponent je třeba brát v úvahu v další iteraci návrhu zařízení, tak aby nedocházelo k ovlivnění - pokud se nelze vyhnout přehřívání. Pokud by v prodejní verzi monitoru docházelo k vzájemnému ovlivňování, nemusí se jednat o závadu, pokud teplota nedosáhne vyšší než minimální měřené teploty těla uživatele (která vyvolává krizový stav). Jak je zmíněno výše, není cílem zařízení získávat přesné hodnoty, ale zaznamenat jejich významnou změnu.

Pro aplikaci zařízení je potřeba vyřešit přehřívání modulu LIS3DH, které

ovlivňuje měření teploty a měření zrychlení. Nadměrné zahřívání způsobuje zvýšení energetické spotřeby. U přípravků napájených z domovní elektrické sítě není toto problém, ale u nositelného zařízení se jedná o nedostatek návrhu, který je nutno odstranit. Možným řešením je analyzovat, zda jsou připojená zařízení zcela funkční, zda nedochází k nechtěným spojením. Vhodným krokem, který by mohl mimo jiné pomoci ve snížení teploty modulu je připojení senzoru tepu na vypínatelný zdroj elektrické energie. Významně by se snížilo jak použití senzoru, tak spotřeba energie baterie (významný parametr u přensoného zařízení).

Pro zlepšení kvality získaných hodnot ze senzoru tepu jsme vyměnili původně použitý dedikovaný AD převodník PCF8591 s rozlišením 8 bit za integrovaný AD převodník v akcelerometru s rozlišením 10 bit. Pro eliminování chyby, která mohla vzniknout špatným spojem, byly přepájeny kontakty mezi senzorem tepu a akcelerometrem, ale také spoje vývodů od výrobce. Dosáhli jsme stabilních digitálních hodnot, které mohly být lépe zpracovány pro výpočet frekvence srdečního tepu.

V návazné práci by bylo vhodné zamezit zahřívání součástek, optimalizovat použití a rozložení obvodů. Dalším krokem je významně zmenšit rozměry zařízení a to použitím pouze nezbytně nutných součástí, nepoužívat breakout board. Po zmenšení rozměrů je vhodné navrhnout přenositelné zařízení, například ve formě hodinek. V software oblasti je doporučeno snížit výpočetní a paměťové nároky, omezení počtu webových služeb a využití interrupt funkcionalit, případně použití více vláken programovými prostředky.

Kapitola 5

Závěr

Byl vytvořen přehled současného stavu řešení v České republice. Bylo zjištěno, že většina systémů využívá stejná zařízení a cenové náklady se pohybují v řádek stokorun na měsíc s pořizovacími náklady v jednotkách tisícikorun. Byly sepsány nedostatky těchto systémů a navržena jehich řešení.

Byl realizován laboratorní vzorek využívající běžně dostupné prostředky pro veřejnost. Jako řídící jednotka bylo využito Raspberry Pi Zero W, pro snímání zrychlení a vyhodnocování pádu modul LIS3DH, pro snímání srdečního tepu PulseSensor a pro určení teploty senzor DS18B20. Připojení k internetu je ralizováno využitím WiFi a ukládání naměřených dat ve webové službě Adafruit IO. Data jsou zpracována a při označení stavu za krizový je zapsáno varování a automaticky zasláno upozornění pomocí služby IFTTT emailem kontaktní osobě. Naměřená data mohou být prohlížena uživatelem pro osobní analýzu a vyhodnocení vážnosti situace.

Pokud uvážíme fázi vývoje našeho přípravku, dosáhli jsme vývoje zařízení s větší variabilitou hardwarových i softwarových prostředků a rozšířili nabídku pro potenciální zákazníky. Snížení ceny budoucího produktu není snadné v této fázi projektu stanovit. I přes toto omezení je z povahy služby zřejmé snížení plateb za měsíční údržbu systému a to díky nezávislosti na operátorovi a údržbě SIM karty. Novými poplatky jsou náklady na údržbu databáze, které jsou odhadovány na 2500 Kč, což je téměř třetina původních nákladů.

V oblasti vzhledu, rozměrů a formy zařízení nelze srovnávat laboratorní vzorek s komerčně prodávánými produkty.

Výhodou našeho konceptu monitoru základních tělesných funkcí je přístup k informacím o stavu kohokoliv se svolením měřené osoby.

Výdrž přenosného zařízení na baterii je v tuto dobu těžce stanovitelná, ale na základě použitých senzorů a komunikačních protokolů lze odhadovat

snížení oproti prodávaným zařízením.

Použitá literatura

[1] Arduino. *Arduino Official Store | Boards Shields Kits Accessories*. URL: https://store.arduino.cc/. (zobrazeno: 18.3.2020).

[2] George Robotics Limited. *MicroPython - Python for microcontrollers*. URL: https://micropython.org. (zobrazeno: 18.3.2020).

[3] Nicholas H. Tollervey. *Programming with MicroPython*. O'Reilly Media, Inc., 2018. ISBN: 978-1-491-97273-1.

[4] RASPBERRY PI FOUNDATION. *Teach, Learn, and Make with Raspberry Pi – Raspberry Pi*. URL: https://www.raspberrypi.org/. (zobrazeno: 18.3.2020).

[5] Miroslav Husák. *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. ACADEMIA, 2008. ISBN: 978-80-200-1478-8.

[6] Maxim Integrated. *1-Wire*. URL: https://www.maximintegrated.com/en/products/ibutton-one-wire/one-wire.html. (zobrazeno: 13.5.2020).

[7] Wikipedia contributors. *1-Wire - Wikipedia*. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/1-Wire. (zobrazeno: 13.5.2020).

[8] Traversy Media. *What Is A RESTful API? Explanation of REST & HTTP*. URL: https://youtu.be/Q-BpqyOT3a8. (zobrazeno: 13.5.2020).

[9] RestCheatSheet. *RestCheatSheet/api-cheat-sheet: API Design Guidelines and Best Practices Cheat Sheet*. URL: https://github.com/RestCheatSheet/api-cheat-sheet#api-design-cheat-sheet. (zobrazeno: 13.5.2020).

[10] ANDĚL NA DRÁTĚ. *Anděl na drátě*. URL: http://www.andelnadrate.cz/o-nas. (zobrazeno: 18.3.2020).

[11] Grace Homecare. *Chytrá péče*. URL: https://www.chytrapece.cz/onas. (zobrazeno: 18.3.2020).

[12] LLC Adafruit Industries. *IO - Adafruit*. URL: https://io.adafruit.com/. (zobrazeno: 18.3.2020).

[13] lady ada. *Adafruit Feather HUZZAH ESP8266*. URL: https://learn.adafruit.com/adafruit-feather-huzzah-esp8266. (zobrazeno: 9.5.2020).

[14] JetBrains s.r.o. *PyCharm: the Python IDE for Professional Developers by JetBrains*. URL: https://www.jetbrains.com/pycharm/. (zobrazeno: 9.5.2020).

[15] LLC Adafruit Industries. *Adafruit Perma Proto Bonnet Mini Kit*. URL: https://www.adafruit.com/product/3203. (zobrazeno: 20.5.2020).

[16] Maxim Integrated. *DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer*. URL: https://www.maximintegrated.com/en/products/sensors/healthcare-sensor-ics/electrochemical-sensor-afe-ics/DS18B20.html. (zobrazeno: 9.5.2020).

[17] lady ada; Kattni Rembor. *Adafruit LIS3DH Triple-Axis Accelerometer Breakout*. URL: https://learn.adafruit.com/adafruit-lis3dh-triple-axis-accelerometer-breakout. (zobrazeno: 9.5.2020).

[18] World Famous Electronics llc. *Heartbeats in Your Project, Lickety-Split*. URL: https://pulsesensor.com. (zobrazeno: 9.5.2020).

[19] JetBrains s.r.o. *MicroPython - Plugins | JetBrains*. URL: https://plugins.jetbrains.com/plugin/9777-micropython. (zobrazeno: 9.5.2020).

[20] Richter Jakub. *Monitorování pohybu akcelerometrem*. 2014.

[21] Avago technologies. *APDS-9008 Miniature Surface-Mount Ambient Light Photo Sensor*. URL: https://docs.broadcom.com/doc/AV02-1169EN. (zobrazeno: 21.5.2020).

[22] World Famous Electronics llc. *Open Hardware*. URL: https://pulsesensor.com/pages/open-hardware. (zobrazeno: 21.5.2020).

[23] J. Neumann P.; Uhlíř. *Elektronické obvody a funkční bloky I*. Vydavatelství ČVUT, 1999. ISBN: 80-01-03281-7.

[24] J. Neumann P.; Uhlíř. *Elektronické obvody a funkční bloky II*. Vydavatelství ČVUT, 2001. ISBN: 80-01-02394-X.

[25] IFTTT Inc. *IFTTT: Every thing works better together*. URL: https://ifttt.com. (zobrazeno: 18.3.2020).

[26] Circuit Basics. *Raspberry Pi DS18B20 Temperature Sensor Tutorial - Circuit Basics*. URL: https://www.circuitbasics.com/raspberry-pi-ds18b20-temperature-sensor-tutorial/. (zobrazeno: 16.5.2020).

Příloha A

Seznam příloh

A.1 mainThesis.py

A.2 acce.py

A.3 HR.py

A.4 temperature.py

A.5 web_service.py

A.6 blink.py

A.7 Datasheet_LIS3DH

A.8 ApplicationNote_LIS3DH

A.9 Datasheet_PulseSensor

A.10 Datasheet_APDS-9008

A.11 Datasheet_DS18B20

Přílohy A.1 až A.11 jsou samostatnými přiloženými soubory.

A.12 Seznam zkratek

Zkratka	Význam
GSM	Groupe Spécial Mobile; telekomunikační standard; v práci: připojení k internetu pomocí SIM karty
HW	hardware
PWM	pulse width modulation; pulzně šířková modulace
bootloader	součást malých počítačů, má za úkol zapnout hardware a spuštění programu
UV	Ultrafialové záření
VIS	Viditelné záření
NIR	Infračervené záření
protoboard	zásuvná karta, která je určena k navrhování elektrických zapojení
jumper	mechanické spojení vodičů
firmware	software, který řídí vestavěný systém
flash paměť	programovatelná paměť s libovolným přístupem
WebREPL	umožňuje využívat Python prompt přes WiFi
REPL	Read Evaluate Print Loop; programovací prostředí
IDE	Integrated Development Envitonment; vývojové prostředí
THT	Through-Hole Technology; osazování do desek plošných spojů
IO	Integrovaný obvod
LIS3DH	typ akcelerometru
breakout board	součástka obsahující senzor a k němu doplňkové obvody
ADC	analogově digitální převodník
interrupt	funkce přerušení běhu programu na základě zadané podmínky
hot glue	termoplastické lepidlo
GPIO	General-purpose input/output; univerzální vstupní/výstupní pin
breadboard	základová deska
IIC	sběrnice
UART	Universal asynchronous receiver-transmitter; univerzální asynchronní přijímač-vysílač
SPI	Serial peripheral interface; sériové periferní rozhraní
open drain	otevřený kolektor
API	Application programming interface; programovací rozhraní
SW	software
REST	Representational state transfer; architektura rozhraní pro distribuované prostředí