



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra informačních a komunikačních technologií v lékařství

**Nositelné zařízení pro podporu výzkumu
reakcí nervového systému u pacientů
s poškozením míchy**

**Wearable device for the support of research
in neural system response in patients with
spinal cord injury**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Informační a komunikační technologie v lékařství
Autor práce: Adam Zach
Vedoucí diplomové práce: Ing. Martin Vítězník

Kladno 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zach** Jméno: **Adam** Osobní číslo: **466116**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra informačních a komunikačních technologií v lékařství**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Informační a komunikační technologie v lékařství**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Nositelné zařízení pro podporu výzkumu reakcí nervového systému u pacientů s poškozením míchy

Název bakalářské práce anglicky:

Wearable device for the support of research in neural system response in patients with spinal cord injury

Pokyny pro vypracování:

Provedte rešerši metod odhadu krevního tlaku z fotopletyzografické (PPG) křivky a metod měření kožního odporu (GSR). Navrhněte a vyrobte funkční vzorek nositelného zařízení pro snímání PPG a GSR (rozsah min. 5 MΩ) s ohledem na použití během spánku; vzorkovací frekvenci a rozlišení volte s ohledem na výsledky rešeršní části. Aplikujte vybranou metodu odhadu krevního tlaku ze snímané křivky. Data pro další vyhodnocení budou poskytována pomocí vhodného radiového rozhraní (např. Bluetooth v. 4.0). Vypracujte dokumentaci návrhu a výroby zařízení, včetně firmware.

Seznam doporučené literatury:

- [1] R. Nye, Z. Zhang and Q. Fang, "Continuous non-invasive blood pressure monitoring using photoplethysmography: A review," , Beijing, 2015, pp. 176-179. doi: 10.1109/ISBB.2015.7344952 s., 2015 International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics (ISBB)
- [2] HUGHES, John M. , Arduino: a technical reference: a handbook for technicians, engineers, and makers. , ed. 1 edition, O'Reilly Media, 2016, ISBN 1491921765
- [3] Webster, John G. , Encyclopedia of medical devices and instrumentation., ed. -, Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, 2006, ISBN 978-0471263586

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Martin Vítězník

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

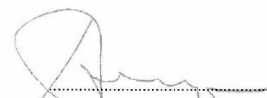
Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **17.01.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**



doc. Ing. Karel Hána, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry



prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

6.2.2020

Datum převzetí zadání



Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem práci s názvem „Nositelné zařízení pro podporu výzkumu reakcí nervového systému u pacientů s poškozením míchy“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 17.5.2020

.....

Adam Zach

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu práce panu Ing. Martinu Vítězníkovi za vedení práce, podporu a poskytnuté konzultace. Děkuji i panu Ing. Pavlu Smrčkovi, Ph.D. za konzultace a poskytnutí obvodu pro odhad odporu pomocí metody měření časové konstanty RC obvodu.

ABSTRAKT

Nositelné zařízení pro podporu výzkumu reakcí nervového systému u pacientů s poškozením míchy

V této bakalářské práci bylo cílem navrhnout zařízení, které umožní odhadování krevního tlaku a odporu kůže na základě měření biologických signálů. Parametry jsou voleny s ohledem na použití pro pacienty s poškozením míchy. Jsou zde popsány metody, které se používají v medicínské praxi a metody, které jsou experimentální. Byla vybrána jedna metoda, kterou jsem aplikoval s ohledem na požadované výsledné zařízení. Následně byl celý funkční systém navržen a zapojen. Pro komunikaci s okolními zařízeními byla využita technologie rádiového přenosu Bluetooth low energy. Pro zobrazení a uložení naměřených dat byla vyvinuta mobilní aplikace, která zároveň prezentuje funkčnost datového přenosu. Na závěr byla vymodelována krabička pro uspořádání obvodů přizpůsobená pro využití 3D tisku. Testování probíhalo v domácích podmínkách za použití dostupných měřicích zařízení.

Klíčová slova

Fotopletysmografie, galvanická kožní reakce, zpracování signálu, firmware, Bluetooth low energy, Android, 3D tisk.

ABSTRACT

Wearable device for the support of research in neural system response in patients with spinal cord injury

The main goal of this theses was to design and develop a device which will enable measuring blood pressure and skin resistance based on measurable biological signals. The parameters are chosen specifically to be used for patients with spinal injuries. The thesis presents methods used in medicinal practicum and also experimental methods. I chose one method which was then applied to the final device. Subsequently the whole system was designed and connected. The Bluetooth low energy radio technology was used for communication with the outer devices. To display and save the measured amount of data I developed a mobile app which also presents the functionality of data transmission. In conclusion a special box was shaped using 3D printing to arrange the circuits. The whole testing was done in domestic conditions using available measuring devices.

Keywords

Fotoplethysmography, galvanic skin response, signal processing, firmware, Bluetooth low energy, Android, 3D print.

Obsah

1	Úvod	10
1.1	Motivace.....	10
1.2	Cíle práce.....	11
2	Přehled současného stavu.....	12
2.1	Fotopletysmografie.....	12
2.2	Světelný zdroj a fotodioda.....	12
2.3	Fotopletysmografická křivka.....	13
2.4	Předzpracování signálu	14
2.5	Detekce vrcholů v předzpracovaném signálu.....	15
2.6	Metody odhadu krevního tlaku	18
2.6.1	Pulsní přechodová doba EKG a PPG	18
2.6.2	Rychlost pulsní vlny	21
2.6.3	Poměr časové mezery mezi dvěma PPG vrcholy	22
2.6.4	Analýza pulsních vln	24
2.6.5	Fotopletysmografický signál kalibrovaný s tonometrem	26
2.7	Shrnutí metod pro odhad krevního tlaku.....	28
2.8	Galvanická kožní reakce	29
2.9	Změna odporu kůže v čase	30
2.10	Model odporu kůže.....	30
2.11	Příklad senzoru odporu kůže	31
2.12	Metody pro měření odporu kůže	31
3	Metodika.....	32
3.1	Výběr mikrokontroleru.....	33
3.2	Fotopletysmografický senzor	34
3.2.1	Vzorkované hodnoty signálu.....	35
3.3	Filtrace fotopletysmografického signálu	36
3.4	Detekce vrcholů fotopletysmografického signálu.....	40
3.5	Odhad krevního tlaku	41
3.6	Senzor galvanické kožní reakce	43
3.6.1	Simulace RC článku	44

3.6.2	Maximální proud	46
3.7	Mobilní aplikace.....	47
3.7.1	Formát přijatých dat z nositelného zařízení.....	49
3.7.2	Použitá externí knihovna	49
4	Návrh zařízení.....	50
4.1	Blokový diagram zapojení systému	50
4.1.1	Vývojový kit Bluefruit Feather 32u4	51
4.1.2	Nastavení senzoru MAX30105	52
4.1.3	Vývojový diagram pro Mountaineers metodu detekce vrcholů	53
4.2	Měření odporu kůže	55
4.3	Vývojový diagram pro měření časové konstanty RC.....	56
4.4	Schéma zapojení řídicího obvodu	57
4.4.1	Deska plošných spojů pro řídicí obvod	58
4.5	Schéma zapojení měřicího obvodu MAX30105	59
4.5.1	Deska plošných spojů pro měřicí obvod MAX30105	60
4.6	Schéma zapojení měřicího senzoru odporu kůže	61
4.6.1	Deska plošných spojů pro senzor odporu kůže	61
4.7	Firmware zařízení.....	62
4.7.1	Použité knihovny	63
4.8	Baterie	64
4.8.1	Spotřeba energie zařízení	64
4.8.2	Teoretický výpočet výdrže na baterii	65
4.9	Návrh krabičky	66
4.9.1	Krabička zepředu.....	66
4.9.2	Krabička zezadu	66
4.9.3	Krabička zesponu	67
4.9.4	Krabička uvnitř (prázdna).....	67
4.9.5	Krabička uvnitř (plná)	68
4.9.6	Krabička uvnitř (řez)	68
4.10	Návrh sponky na prst pro měřicí senzor MAX30105	69
4.10.1	Pohled na uzavřenou sponku pro MAX30105	69
4.10.2	Pohled na otevřenou sponku pro MAX30105	69

5	Ověření funkce	70
5.1	Odhad krevního tlaku	70
5.2	Měření pevného rezistoru pomocí RC článku.....	73
5.3	Měření odporu kůže pomocí RC článku	74
6	Diskuse	75
7	Závěr	78
	Seznam použité literatury	79
	Příloha A: Fotografie z vývoje zařízení	82
	Příloha B: Obsah přiloženého CD	83

1 Úvod

Práce se zabývá vývojem nositelného zařízení, které bude vyhodnocovat změnu krevního tlaku spolu s odporem kůže a následně informovat uživatele o důležitých změnách fyzického či psychického stavu.

Pro pacienty s poškozením míchy je tato indikace velice důležitá, protože necítí v postižených oblastech žádné varovné signály, jako například: bolest, pálení, chlad, či jiné pocitové vjemy. Zařízení by mělo předcházet kritickým stavům, o kterých by pacient bez kontinuální monitorace nevěděl.

Krevní tlak a odpor kůže lze měřit konvenčními přístroji, které jsou v každém lékařském zařízení, což ale neumožňuje dlouhodobé měření. Toto zařízení umožňuje monitoring neinvazivní metodou, která zajistí kontinuální měření a vyhodnocování v reálném čase, a tím i včasější varování pacienta.

1.1 Motivace

Zařízení bude jednoduché na používání a umožní pomocí snadného ovládání monitorovat krevní tlak a odpor kůže. Odhad krevního tlaku pouze optickou neinvazivní metodou je pro řadu pacientů přijatelnější cestou než využití konvenčních manžetových tonometrů. Ať už z důvodu nepohodlnosti a stresování před měřením, nebo z důvodu nemožnosti měřit krevní tlak častěji, než jak je tomu u klasických tonometrů.

Pacient vždy nemusí být v dosahu bydliště, kde by si mohl naměřit krevní tlak pomocí tonometru. Tento náramek může mít nasazený na ruce i mimo domácí prostředí, kde následně může překontrolovat svůj zdravotní stav.

Zařízení je samozřejmě primárně určeno pro monitoring ve spánku, kdy je pacient s poškozením míchy nejčastěji v nebezpečí. Při správném použití, kalibraci a dalším vývoji si dovedu představit, že by mohlo toto zařízení posloužit i u praktického lékaře ke kontrolnímu měření krevního tlaku.

1.2 Cíle práce

Rešerše metod odhadu krevního tlaku z fotopletysmografické křivky a metod měření kožního odporu má pomoci při vývoji zařízení. Lze tak pochopit řešenou problematiku a přiblížit tak čtenáři, jaké metody jsou u běžných přístrojů využívány.

Hlavním cílem práce je vývoj nositelného zařízení pro snímání fotopletysmografické křivky a odporu kůže (rozsah min. 5 M Ω). Zařízení bude využíváno hlavně při spánku a k tomu účelu bude volena vzorkovací frekvence snímaných signálů.

Následujícím cílem je pak aplikace vybrané metody odhadu krevního tlaku ze snímané křivky. Tento odhad bude ověřen pomocí klasického tonometru pro zjištění, zda je vybraná metoda použitelná pro konkrétní účel. Zařízení bude měřit důležité parametry a charakteristické rysy fotopletysmografického signálu a galvanické kožní reakce

Neméně důležitým cílem je odesílání dat pro další vyhodnocení. Ta budou poskytována pomocí rádiového rozhraní. Využití Bluetooth technologie umožní přenos důležitých dat, která následně mohou být zpracována například mobilní aplikací, která bude informovat pacienta o změně zdravotního stavu.

Všechny kroky budou zdokumentovány v kapitole Výsledky, zdrojové kódy budou poskytnuty ve formě přílohy.

2 Přehled současného stavu

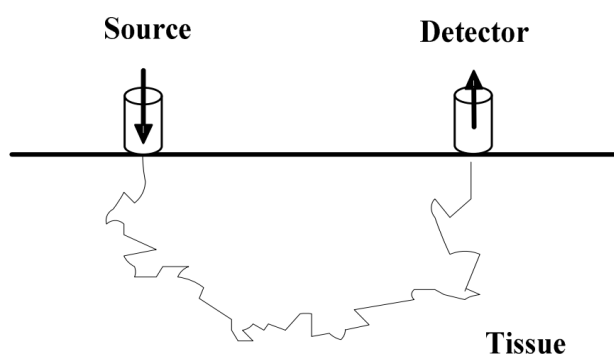
2.1 Fotopletysmografie

Změny v krevním oběhu lze jednoduše měřit pomocí neinvazivní optické metody nazývané fotopletysmografie. Tuto techniku lze použít k predikci krevního tlaku. Používají se různé vlnové délky LED diod, které určují hloubku prosvícení tkáně. Čím větší je vlnová délka záření, tím hlouběji dané záření proniká. Tento jev můžeme využít při volbě umístění senzoru. Pokud umístíme senzor na místo s nižším povrchovým prokrvením, tak bude náchylnější na pohybové artefakty. Tady je vhodné použít záření s nižší vlnovou délkou.

Existují dva druhy senzorů pro fotopletysmografii. Jeden je založený na reflexním (odraženém) snímání záření, druhý využívá průchodu světla tkání do přijímače, tzn. přijímač je umístěn naproti vysílači. Tento způsob má zároveň silnější signál. (1)

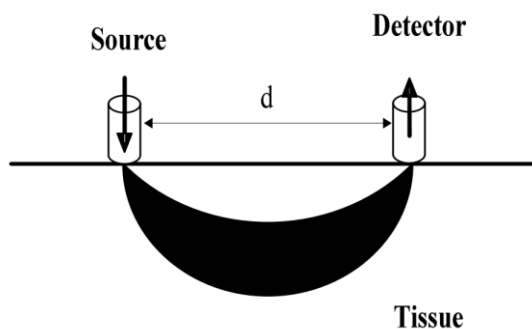
2.2 Světelný zdroj a fotodioda

Při průchodu světelného záření lidskou tkání dochází částečně k pohlcení a odrazu procházejících světelných vln, jelikož je tkáň silně rozptylující médium. Při průchodu se fotony šíří po náhodných cestách. Tento jev je vidět na obrázku (Obrázek 2.1). Protože dráha rozptylové cesty je mnohem kratší než geometrie tkáně, bude se foton rozptylovat opakovaně, než dosáhne zpět vnější tkáně (v našem případě pokožky). Samozřejmě, každý foton bude rozptylován jinak, ale vždy výsledná trajektorie bude připomínat tvar banánu viz obrázek (Obrázek 2.2). (2)



Obrázek 2.1: Náhodná trajektorie fotonu ve tkáni (2)

Jak je vidět z obrázku (Obrázek 2.2), vzájemná vzdálenost mezi vysílačem a přijímačem bude mít zásadní vliv na hloubku průchodu fotonů.

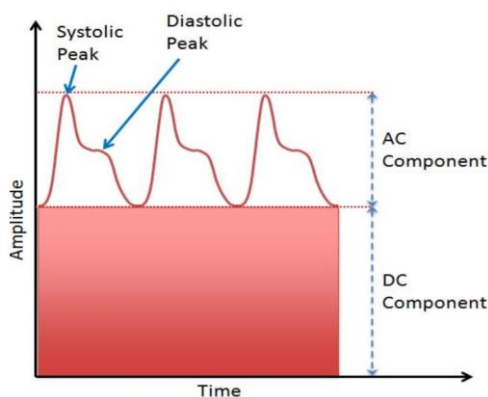


Obrázek 2.2: Tvar průchodu fotonů tkání (2)

2.3 Fotopletysmografická křivka

Záření procházející biologickou tkání může být absorbováno mnoha způsoby, například pigmentem kůže, kostmi, arteriální, žilní krví, atd... Většina změn průtoku krve se odehrává hlavně v tepnách (ne v žilách). V systolické fázi obsahují tepny mnohem větší objem krve než ve fázi diastolické. Proč se nejčastěji měří fotopletysmografický signál na konečku prstů? Důvodem jsou drobné cévní pleteně, do kterých vtéká krev ze dvou tepen (vřetení a loketní) a jsou velice blízko k povrchu kůže.

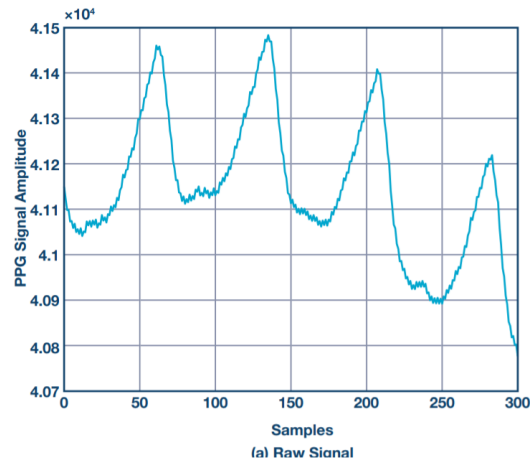
Na grafu (Graf 2.1) můžeme vidět typický průběh fotopletysmografické křivky, která obsahuje stejnosměrnou složku signálu (spodní část grafu – DC Component). Její velikost je ovlivněna výběrem senzoru (reflexní nebo průchozí) a uspořádáním tkáně, což se projeví jako posun signálu a také se v čase pozvolna mění v závislosti na dechu. Střídavá složka (vrchní část grafu – AC Component) obsahuje změny objemu krve, ke které dochází mezi systolickou a diastolickou fází srdečního cyklu. (3)



Graf 2.1: Popis grafu Fotopletysmografické křivky (1)

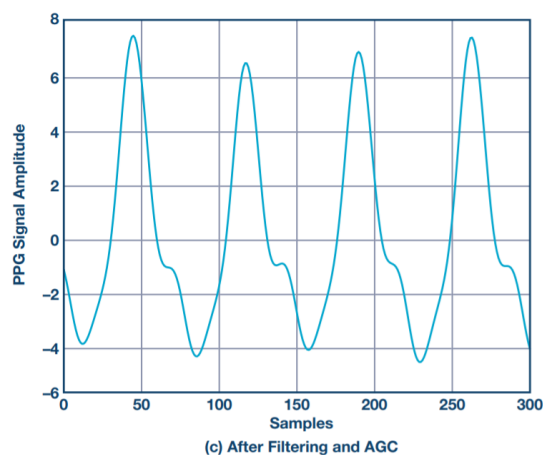
2.4 Předzpracování signálu

Fotopletysmografický signál, který můžeme vidět na grafu (Graf 2.2), je náchylný na pohybové artefakty a špatnou perfuzi krve v periferních tkáních. Je nutné navzorkovaný signál filtrovat pomocí pásmové propusti, zesílit signálu a odstranit nežádoucí rušení ve filtrovaném signálu. (4)



Graf 2.2: Ukázka navzorkovaného fotopletysmografického signálu (12)

Fotopletysmografický signál je snímán v časových oknech či blocích, se kterými se následně pracuje. Pásmová propust pomáhá odstranit z fotopletysmografického signálu vysoké frekvence, které představují napájecí napětí a nízké frekvence. Ty představují kapilární hustotu a žilní objem krve, dech, kolísání teploty a jiné. Filtrovaný signál vidíme na grafu (Graf 2.3). (4)



Graf 2.3: Ukázka filtrovaného fotopletysmografického signálu (12)

Pásmový filtr má nastavenou mezní frekvenci na 0,4 Hz a 4 Hz. Tepová frekvence člověka se pohybuje ve frekvencích od 0,4 Hz do 3 Hz. Vyšší nastavená mezní frekvence slouží k zachycení harmonických ozvěn, které zdůrazňují vrcholy fotopletysmografického grafu. (4)

2.5 Detekce vrcholů v předzpracovaném signálu

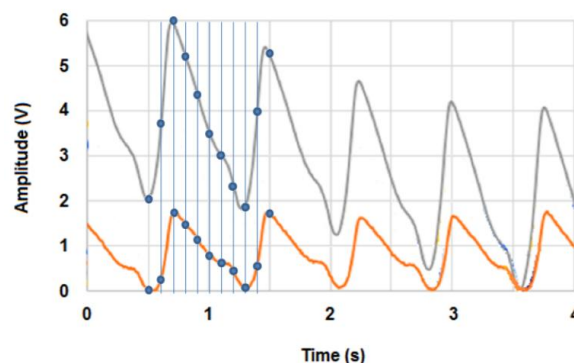
Pro většinu následujících metod, které umožňují odhad krevního tlaku v předzpracovaném fotoletismografickém signálu, lze využít metody (5) (Mountaineer's method) pro detekci vrcholů ve fotopletysmografickém signálu. Cílem je dosáhnout požadované kvality pro použití v lékařském prostředí. Algoritmus by měl být do jisté míry schopný odolávat pohybovým artefaktům, respiračnímu a elektrickému rušení, ale také by se měl umět přizpůsobit variabilitě fotopletysmografického signálu, tzn. neměl by být závislý na tvaru křivky. (5)

Mountaineer's method je založena na podobnosti fotopletysmografické křivky a rozsahu „kopce“. Pokud si představíme jeden fotopletysmografický puls jako kopec, pak lze lokální maximum křivky považovat za vrchol kopce. Pokud budeme stoupat po kopci vzhůru a dosáhneme bodu zlomu, tj. když se sklon změní z pozitivního na negativní, dosáhli jsme systolického vrcholu (lokálního maxima). Toto tvrzení předpokládá, že je funkce striktně rostoucí a je označena jako funkce f . (5)

$$f(t_{i+1}) > f(t_i) \quad \text{if } t_{i+1} > t_i \quad (2.1)$$

Jak může algoritmus rozlišit chybnou detekci maxima?

Můžeme spočítat, kolikrát se dosáhlo detekce maxima z předchozího vztahu. Pokud toto číslo dosáhne nebo překročí určitou prahovou hodnotu, můžeme ho brát jako aktuální lokální maximum. Tato prahová hodnota je úměrná celkovému počtu vzorků, které se skládají ze systolické náběžné hrany. To závisí na vzorkovací frekvenci, ale ne na amplitudě. (5) Viz graf (Graf 2.4).



Graf 2.4: Porovnání dvou fotopletysmografických signálů (13)

Prahová hodnota se automaticky aktualizuje s každým dalším pulsem a je vyjádřena rovnicí

$$\text{threshold} = 0,6 * \text{num_upsteps} \quad (2.2)$$

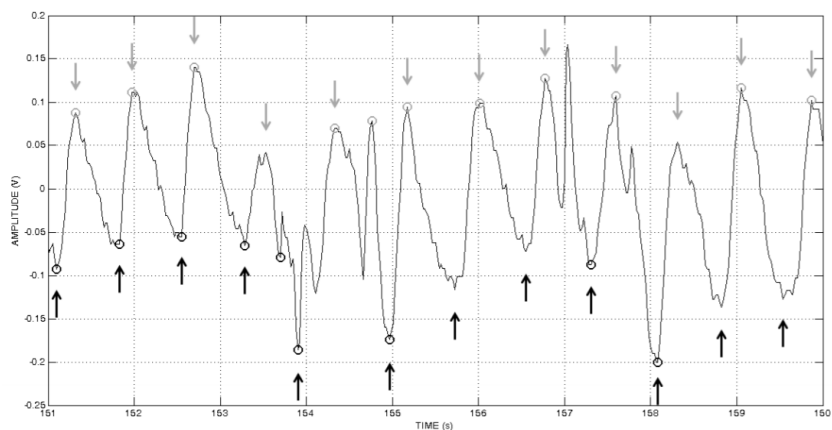
Čím vyšší je tepová frekvence měřené osoby, tím menší je počet vzorků odečtených ze systolické náběžné hrany, a tím hůře je splněna následující podmínka.

$$f(t_{i+1}) > f(t_i) \quad \text{if} \quad t_{i+1} > t_i \quad (2.3)$$

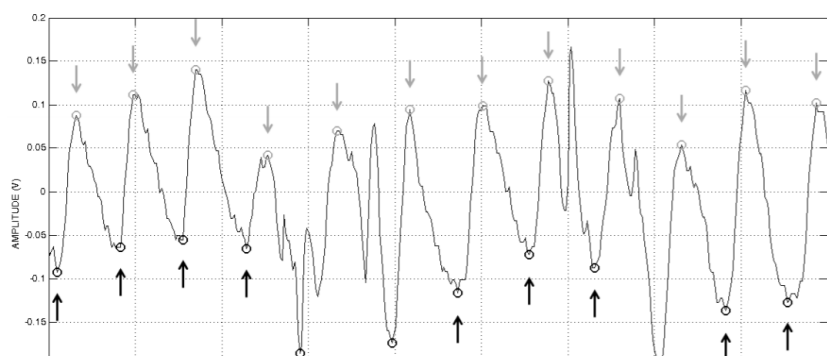
Pokud nastavíme prahovou detekci na 60 % z celkového počtu vzorků, která se aktualizuje při každém pulsu, bude algoritmus schopen detekovat vrcholy i při změně tepové frekvence. (5)

Porovnání detekce pomocí adaptive threshold algorithm a mountaineer's method

Tmavé a světlé kroužky znázorňují lokální maxima a lokální minima, které jsou detekovány pomocí algoritmů. Šipky znázorňují reálná lokální maxima a lokální minima, která jsou na celém signálu (5). Na grafu (Graf 2.6) vidíme vyšší odhadovací přesnost, než na grafu (Graf 2.5).



Graf 2.5: Detekce vrcholů pomocí adaptive threshold algorithm (13)



Graf 2.6: Detekce vrcholů pomocí mountaineer's method (13)

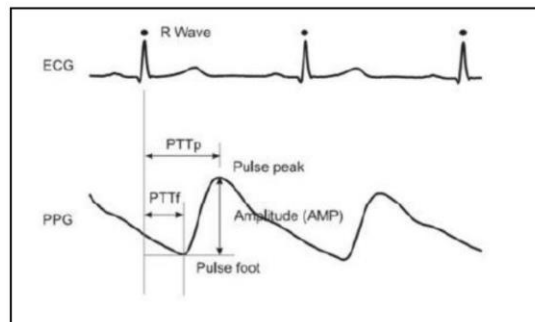
2.6 Metody odhadu krevního tlaku

V této kapitole je popsáno několik metod pro odhad krevního tlaku využívaných v praxi. Pro každou metodu se používají rozdílné typy senzorů. Každá metoda je výsledkem z provedené rešerše zaměřené na neinvazivní metody odhadu krevního tlaku pomocí fotopletysmografického signálu.

2.6.1 Pulsní přechodová doba EKG a PPG

Jedná se o dobu trvání přenosu pulsni vlny šířené od srdce do určité periferní části těla. Nejčastěji se jedná o koneček prstu nebo ušní lalok. Tato metoda patří mezi neinvazivní měření. Je definována, jako doba trvání od referenčního času (většinou maximum R vlny) do okamžiku, kdy pulsni vlna dorazí do kteréhokoliv určeného bodu na periferii těla. (6)

Tato metoda využívá jednoho senzoru PPG a jednoho senzoru EKG. Oba signály musí být synchronizovány a měří se čas v jednom srdečním cyklu. Pro signály, ze kterých se následně vypočítá pulsni přechodová doba, jsou použity metody jako první derivace, druhá derivace, hledání maxima či minima. Pulsni přechodovou dobu nelze odečíst pouze z EKG signálu, jelikož je těžké měřit malé zpoždění, které je vidět na začátku mechanické kontrakce nazývané jako preejekční perioda. Toto lze využít pouze u pacientů s nízkou tepovou frekvencí. Obrázek (Obrázek 2.3) znázorňuje vztah mezi R vlnou a pletysmografickou křivkou. (1)



Obrázek 2.3: Pulsní přechodová doba EKG a PPG (1)

Změna krevního tlaku, srdeční frekvence, arteriální stěna a další přímo ovlivňují pulsni přechodovou dobu. Tuhost a napětí v arteriálních stěnách jsou faktory určujícími rychlost přenosové vlny, které do jisté míry zase závisí na krevním tlaku. Zvýšením krevního tlaku se zvyšuje napětí v arteriální stěně, čímž se zkracuje doba pulsni přechodové doby. Naopak při snížení napětí v arteriálních stěnách se prodlužuje pulsni přechodová doba. (6)

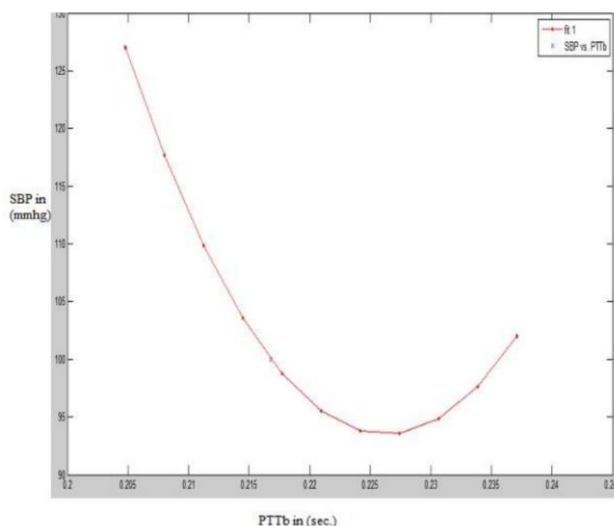
Odhad krevního tlaku

Krevní tlak je vyšší, pokud je pulsní přechodová doba kratší a naopak. Použitím lineární regresivní rovnice, kde vstupním parametrem bude pulsní přechodová doba, lze odvodit koeficienty pro korelace mezi krevním tlakem a přechodovou dobou. Tímto způsobem lze poté odhadnout krevní tlak u měřeného pacienta.

Výhoda takového měření spočívá v možnosti real-time monitorování (monitorování v reálném čase), kde není potřeba využívat manžetu klasických tonometrů. (6)

Vztah mezi pulsní přechodovou dobou a systolickým tlakem

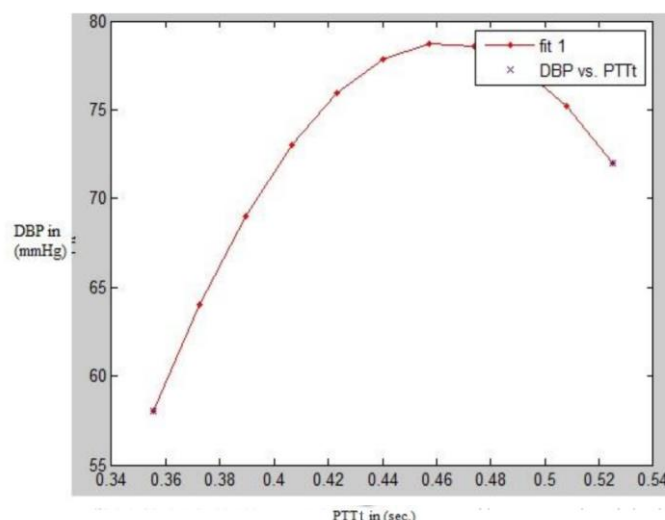
Pro odhad systolického tlaku metoda využívá měření pulsní přechodové doby mezi maximem R vlny a minimem pletysmografické křivky. Na obrázku (Obrázek 2.3) odpovídá proměnná PTTf proměnné PTTb z grafu (Graf 2.7).



Graf 2.7: Korelace mezi PTTb a systolickým tlakem (4)

Vztah mezi pulsní přechodovou dobou a diastolickým tlakem

Pro odhad diastolického tlaku metoda využívá měření pulsní přechodové doby mezi maximem R vlny a maximem pletysmografické křivky. Na obrázku (Obrázek 2.3) odpovídá proměnná PTTp proměnné PTTb z grafu (Graf 2.8).



Graf 2.8: Korelace mezi PTTf a diastolickým tlakem (4)

Porovnání vypočítaných výsledků s reálně naměřenými

Naměřené hodnoty krevního tlaku pro jednotlivé pacienty byly získány částečně z nemocnice z PGI Lucknow a částečně z databáze křivek MIMIC II verze 2. Vypočítané hodnoty krevního tlaku byly zpracovány matematickým počítačovým programem Matlab 2011. Rozdíl hodnot mezi naměřenou a vypočtenou hodnotou je uveden jako chyba (v mmHg). (6)

Tabulka 2: Rozdíl mezi naměřenou a vypočtenou hodnotou systolického krevního tlaku (4)

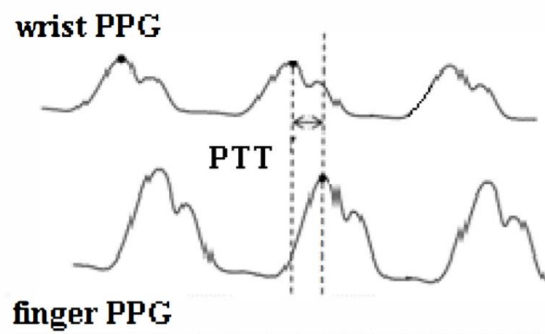
Subject	PTTb (sec)	Measured SBP (mmHg)	Calculated SBP (mmHg)	Difference (mmHg)
Sub. 1	0.2371	102	101.77	0.23
Sub. 2	0.2168	100	99.23	0.77
Sub. 3	0.2048	127	126.67	0.33
Sub. 4	0.2274	93	92.32	0.68

Tabulka 1: Rozdíl mezi naměřenou a vypočtenou hodnotou diastolického krevního tlaku (4)

Subject	PTTt (sec)	Measured DBP (mmHg)	Calculated DBP (mmHg)	Difference (mmHg)
Sub. 1	0.3556	58	57.89	0.11
Sub. 2	0.4843	78	77.39	0.61
Sub. 3	0.5294	72	71.29	0.71
Sub. 4	0.4571	78	77.29	0.71

2.6.2 Rychlost pulsí vlny

Rychlost pulsí vlny je závislá na krevním tlaku, objemu přenášené krve a flexibilitě tepen. Tato metoda má silný potenciál pro neinvazivní sledování krevního tlaku v reálném čase. Využívá dva fotopletysmografické senzory umístěné na jedné tepně. Pro výpočet rychlosti pulsí vlny se využívá dvou určených částí signálu (nejčastěji systolické maximum nebo dichroitický zářez). Rozdíl mezi oběma body se využívá pro výpočet rychlosti pulsí vlny. Obrázek (Obrázek 2.4) ukazuje oba signály a význam pulsí přenosové doby mezi nimi. (1)



Obrázek 2.4: Rychlost pulsí vlny, snímané PPG ze zápěstí a prstu (5)

Pulsí přechodová doba (PTT) je nepřímo úměrná rychlosti šíření pulsí vlny.

$$PPT = \frac{L}{PWM} \quad (2.4)$$

Kde L je vzdálenost, kterou prochází pulsí vlna.

$$PWM = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (2.5)$$

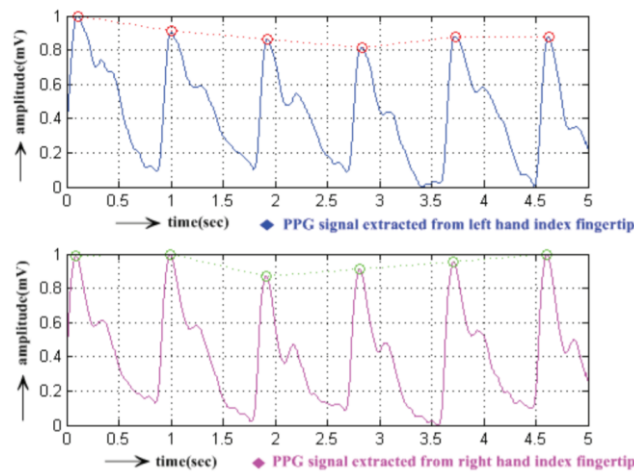
$$PWM = \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (2.6)$$

Δx vyjadřuje vzdálenost senzorů a Δt vyjadřuje naměřený čas šíření vlny. Moens-Kortewegova rovnice popisuje, že rychlost pulsí vlny je vyjádřena jako funkce hustoty krve (ρ), průměru cévy (D), tloušťky stěny (h), a modulu pružnosti (E). (7)

2.6.3 Poměr časové mezery mezi dvěma PPG vrcholy

Tato metoda využívá dvou fotopletysmografických senzorů. Jeden je na ukazováčku levé ruky a jeden na ukazováčku pravé ruky. Nejprve se změří časový rozdíl mezi signály z obou prstů v nejvyšším bodě signálu (maximum), kde oba signály musí být synchronizované. Poté se změří časový rozdíl mezi dvěma vrcholy jednoho pletysmografického signálu (na levé ruce), což odpovídá (t). (8)

Na grafu (Graf 2.9) jsou vidět oba naměřené signály z prstů pravé a levé ruky. Tabulka (Tabulka 3) znázorňuje výsledky pro porovnání naměřených a vypočtených hodnot.



Graf 2.9: Dva pletysmografické signály měřené synchronizovaně (6)

Tabulka 3 - Systolický krevní tlak a poměr ($\Delta t/t$) (6)

SI No	Systolic Blood Pressure vs. ($\Delta t/t$)		
	Age	Systolic Blood Pressure(mmHg)	($\Delta t/t$)
Subject1	34	108	0.009
Subject2	28	112	0.016
Subject3	24	125	0.02
Subject4	25	127	0.03
Subject5	28	128	0.04
Subject6	36	129	0.314
Subject7	26	130	0.0467
Subject8	32	136	0.058
Subject9	41	138	0.17
Subject10	39	142	0.063

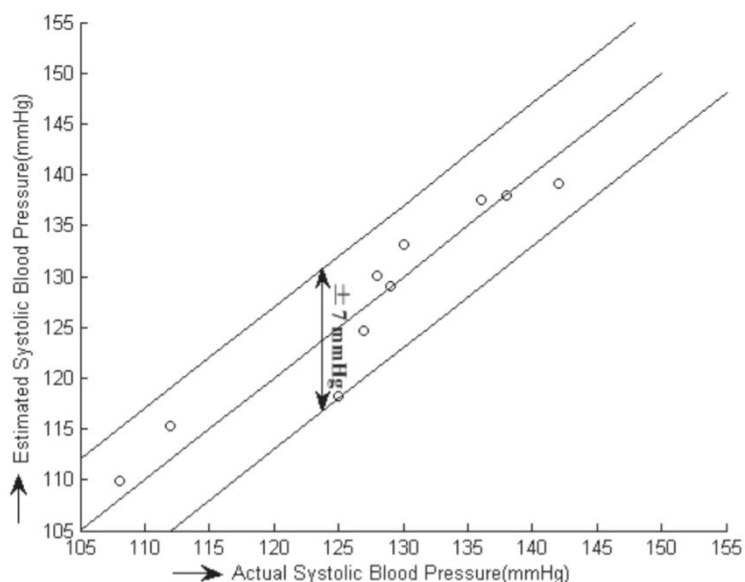
^a ($\Delta t/t$)-Ratio of time gap between two PPG peaks obtained from left and right hand fingertips to the time gap between two consecutive PPG peaks obtained from left hand fingertip

Regresní rovnice pro odhad krevního tlaku

Matematický model je vytvořen pro stanovení předpokládané hodnoty ($\Delta t/t$) a skutečně naměřenému systolickému krevnímu tlaku z výše uvedených testovaných subjektů v tabulce (Tabulka 3). Následně byla stanovena kubická regresivní rovnice, která byla aplikovaná na data ($\Delta t/t$) a skutečné hodnoty systolického tlaku.

$$y = 1.0539 \times 10^4 x^3 - 0.5972 \times 10^4 x^2 + 0.0922 \times 10^4 x + 0.0102 \times 10^4 \quad (2.7)$$

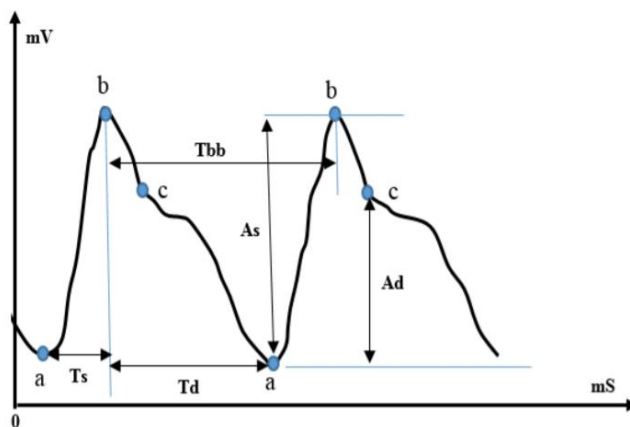
Průměrná odchylka mezi předpokládanými a skutečnými hodnotami systolického krevního tlaku byla stanovena na 1,928 %. Maximální rozpětí chyby je tedy cca 7 mmHg. Na grafu (Graf 2.10) můžeme vidět rozdíl mezi předpokládanou a skutečnou hodnotou systolického krevního tlaku. Taková to chyba je přijatelná při odhadu krevního tlaku a dá se vyvodit, že tato metoda je vyhovující. (8)



Graf 2.10: Skutečná hodnota systolického tlaku a odhadnutá hodnota (6)

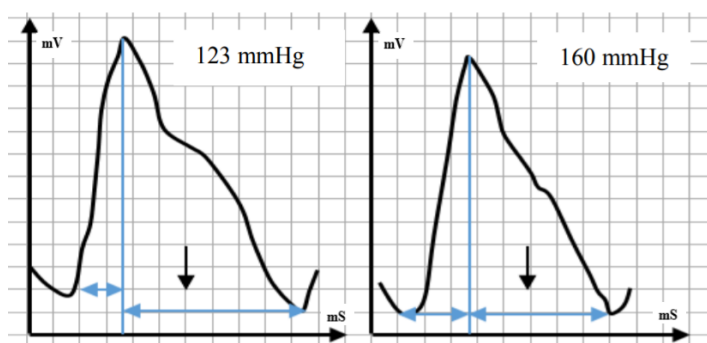
2.6.4 Analýza pulsních vln

Tato metoda využívá jednoho senzoru PPG. Přesnost se odvíjí od kvality měřeného signálu a vyžaduje kalibraci pomocí konvenčních tonometrů. Jedná se o analýzu PPG signálu a výpočet potřebných hodnot pomocí porovnávání hodnot z tonometru a měřeného signálu. (9)



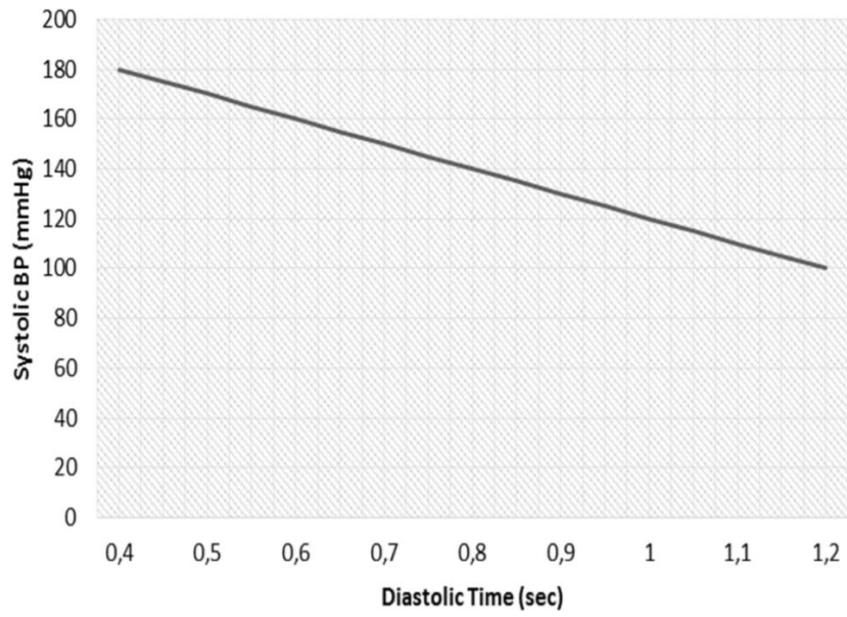
Obrázek 2.5: Analýza pletysmografického signálu (8)

Na obrázku (Obrázek 2.5) je popsán pletysmografický signál snímaný z koncečku prstu ukazováčku. Tato metoda analýzy signálu využívá délky trvání diastolického pulsu. Tento čas je delší při nižším systolickém tlaku a opačně. Pokud je systolický tlak vysoký, tak se zkracuje čas diastolického pulsu. Tento jev je znázorněn na obrázku (Obrázek 2.6). (10)

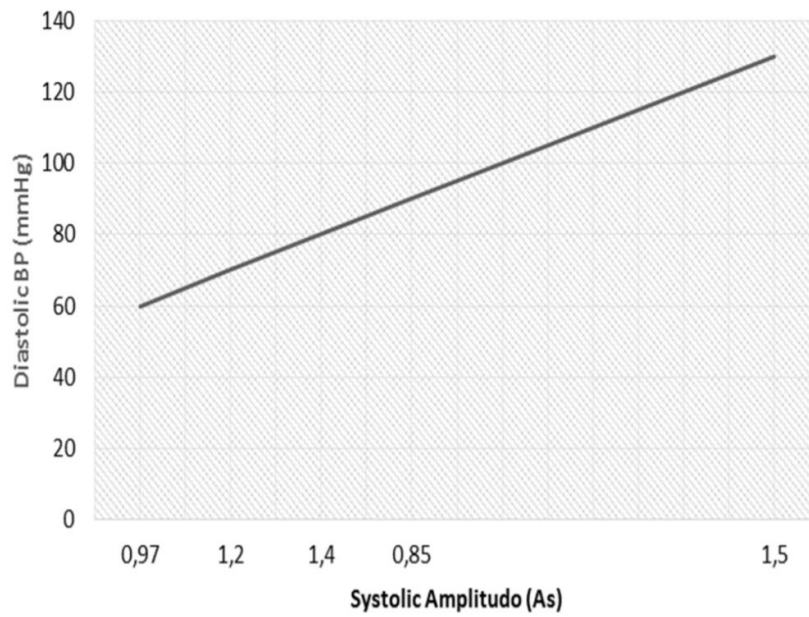


Obrázek 2.6: Doba diastolického pulsu závislá na velikosti systolického krevního tlaku (8)

Korelace mezi systolickým krevním tlakem, dobou trvání diastolického pulsu a velikostí amplitudy diastolického krevního tlaku je názorněji ukázána pomocí grafů (Graf 2.11 a Graf 2.12). Na nich je vidět, že diastolická doba trvání má záporný směr a systolická amplituda má kladný směr se změnou krevního tlaku. Z grafů (Graf 2.11 a Graf 2.12) lze také pozorovat, že pomocí těchto hodnot dokážeme zachytit změny v krevním tlaku. (10)



Graf 2.11: Závislost doby trvání diastolického pulsu na systolickém krevním tlaku (8)

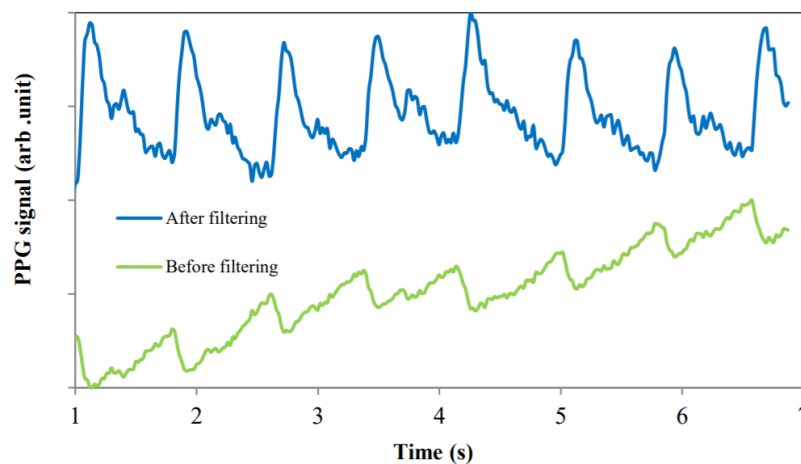


Graf 2.12: Závislost velikosti systolické amplitudy na diastolickém krevním tlaku (8)

2.6.5 Fotopletysmografický signál kalibrováný s tonometrem

Tato metoda zahrnuje kalibraci manžetovým tonometrem pro správný odhad krevního tlaku vypočítaného z tvaru fotopletysmografické křivky. Kalibrace je prováděna porovnáváním hodnot z měření deseti dobrovolníků. Měří se fotopletysmografickým senzorem a tonometrem. Maximální a minimální hodnoty pletysmografické křivky jsou použity k nalezení lineární relace a použity pro výpočet lineárního vztahu pro kalibraci měřených signálu z fotopletysmografického senzoru. (11)

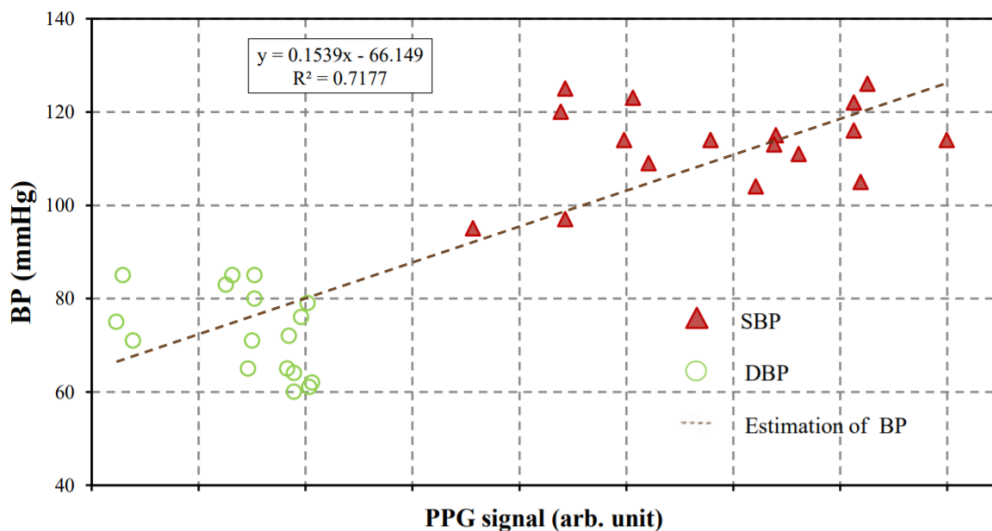
Signál je nutné filtrovat z důvodů pohybových artefaktů a posunu z důvodu průchodu záření tkání. Na grafu (Graf 2.13) je tento jev vidět.



Graf 2.13: Filtrovaný a nefiltrovaný fotopletysmografický signál (9)

Kalibrace a odhad krevního tlaku

Maximální a minimální hodnota fotopletysmografického signálu jsou zakresleny spolu s reálně naměřenými hodnotami krevního tlaku z tonometru (tyto hodnoty jsou časově shodné) do grafu (Graf 2.14). Je jasně vidět, že maximální a minimální hodnota fotopletysmografického signálu vykazuje lineární vztah k systolické a diastolické hodnotě krevního tlaku. Křivka je výsledkem proložení bodů grafu metodou nejmenších čtverců. (11)



Graf 2.14: Vztah mezi fotopletysmografickým signálem a krevním tlakem (9)

Tabulka 4: Porovnání odhadu krevního tlaku vůči tonometru a výpočet chyby (9)

Volunteers	Upper-arm blood pressure monitor		Prototype of blood pressure monitor		Error		Accuracy	
	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	SBP (%)	DBP (%)
1	134	87	131	69	4	18	97	79
2	117	68	104	70	17	4	85	95
3	92	61	108	67	16	6	82	89
4	126	60	123	62	6	4	94	93
5	118	60	108	62	10	6	92	90
6	92	63	93	75	3	12	96	82
7	114	64	106	74	11	11	90	83
8	100	72	109	65	9	7	92	91
9	117	70	102	62	7	8	94	88
10	118	71	112	63	8	9	93	88
11	92	72	110	68	18	4	80	94
12	115	61	106	67	15	9	87	85

Průměrná přesnost odhadu krevního tlaku je 88% - 90%. To znamená, že odchylka odhadované hodnoty vůči reálné se pohybuje kolem 3 - 18 mmHg. Tato metoda vykazuje vysokou odchylku, a tedy nízkou přesnost. Nemůže být proto využita pro prioritní lékařské využití. Tato metoda ale může být použita pro sekundární měření. (11)

2.7 Shrnutí metod pro odhad krevního tlaku

V následující tabulce je vybrána metoda pro odhad krevního tlaku (tučné písmo ve sloupci) Analýza pulsních vln. Tato metoda je plně dostačující pro danou problematiku. Měření fotopletyšmografické křivky bude mít lepší výsledky při umístění senzoru na konec prstu, protože bříško prstu je velice dobře prokrvené a snímání je přesnější.

Pomocí měření doby mezi lokálním maximem a minimem fotopletyšmografického signálu můžeme odhadnout výsledný systolický krevní tlak. Měřením velikosti amplitudy pulsu fotopletyšmografické křivky umožní odhad diastolického krevního tlaku. Pro řešení problematiky v této práci nám postačí pouze porovnávání a vyhodnocování těchto dvou údajů a nemusíme používat všechny parametry, které jsou uvedeny v kapitole 2.6.4 Analýza pulsních vln.

Tabulka 5: Shrnutí měřících metod pro odhad krevního tlaku

	Pulsní přechodová doba	Rychlost pulsní vlny	Poměr časové mezery	Analýza pulsních vln	PPG kalibrovaný s tonometrem
senzorů EKG	1	0	0	0	0
senzorů PPG	1	2	2	1	1
Celkem senzorů	2	2	2	1	1
Přesnost	Vysoká	Střední	Střední	Nižší	Nízká
Synchronizace signálů	Ano	Ano	Ano	Ne	Ne
Potřeba kalibrace	Ano	Ano	Ano	Ano	Ano
Požadovaná vzorkovací frekvence	Vyšší	Vysoká	Střední	Střední	Nízká
Místa pro snímání	Hrud', prst / ušní lalok	Zápěstí, prst	Prst na obou rukách	Prst / zápěstí	Prst / zápěstí

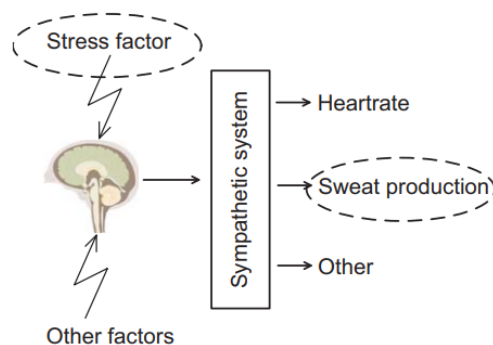
2.8 Galvanická kožní reakce

Stres může mít pozitivní vliv na člověka, např. umožní efektivnější učení studenta, ale má i škodlivé účinky, které mohou vést k psychologickým nemocem. Mnoho studií ukazuje, že lidé jsou vystaveni vysokému každodennímu stresu. Možnost měřit úroveň stresu (pomocí GSR senzoru-odporu kůže) v reálném čase a následná analýza, napomáhá k předcházení stresovým situacím a zlepšuje kvalitu života. (12)

Hodnotu odporu kůže může ovlivnit řada faktorů jako například denní doba měření, tepová frekvence, krevní tlak, vlhkost pokožky, atd...

Pokud je tělo vystaveno vizuální, hmatové, sluchové a emoční situaci, odpor mezi dvěma body kůže může kolísat. To je známé jako galvanický kožní reflex, jinak nazývaný jako exosomatický záznam elektrodermální aktivity. Tento jev je provázený sekrecí potních žláz, které reagují na nervovou činnost. (13)

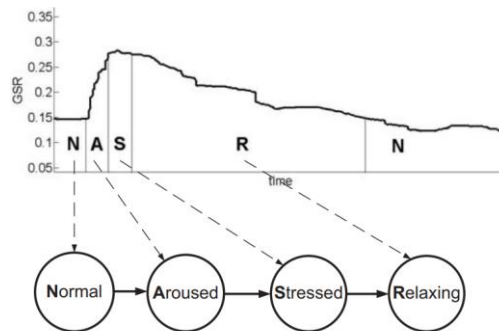
Reakce na stresové situace je řízena autonomním nervovým systémem. Na obrázku (Obrázek 2.7 Graf 2.15) je znázorněna reakce nervového systému, která ovlivní hlavně tepovou frekvenci a vylučování potu a další přidružené soustavy. (14)



Obrázek 2.7: Diagram reakce na stres (10)

2.9 Změna odporu kůže v čase

Během dne se odpor kůže mění velice často a rychle v závislosti na duševní pohodě. Na ukázkovém grafu (Graf 2.15) je znázorněna reakce na stresovou situaci a následné uklidnění do „normálního“ stavu. Při každé této změně se nemusí hodnota odporu kůže vrátit na stejnou hladinu, ve které se odpor pohyboval před stresovou situací.

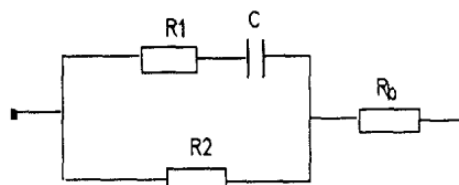


Graf 2.15: Ukázka změny odporu kůže při reakci na stresovou situaci (11)

2.10 Model odporu kůže

Odpor lidského těla je důležitým faktorem pro výpočet bezpečného napětí, které může působit na lidské tělo. Hodnoty napětí a proudů se budou lišit, pokud využijeme vysoké napětí či nízké.

Model odporu těla pro nízká napětí můžeme vidět na obrázku (Obrázek 2.8), který nám pomůže představit si rozdíl mezi přechodovou impedancí a stabilním stavem. Toto je lineární model, který se nemění s napětím ani s časem. (15)



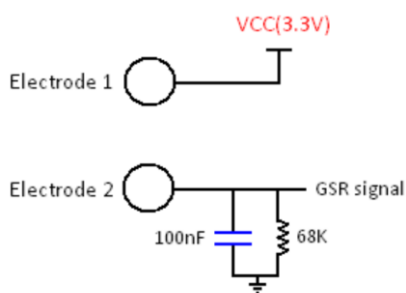
Obrázek 2.8: Model odporu těla pro nízká napětí (13)

Kožní odpor je závislý na velikosti kontaktní plochy elektrody a použitého materiálu. Kožnímu odporu odpovídají rezistory R1, R2 a kondenzátor C z obrázku (Obrázek 2.8). Rezistor Rb vyjadřuje odpor dráhy procházejícího proudu tkání.

Celkový odpor lidského těla je vyjádřen součtem kožního odporu (R1, R2, C) a Rb. Pro přechodový proud je kondenzátor C zpočátku vybitý. Obvod se chová jako vodič s nízkou impedancí čili zkrat. (15)

2.11 Příklad senzoru odporu kůže

Zde je ukázka jednoduchého zapojení pro měření odporu kůže. Obvod obsahuje dvě elektrody. Jednu připojenou na napájecí napětí a druhou připojenou k obvodu filtru realizovaného pomocí dolní propusti. Na výstupu je měřeno napětí, které odpovídá zapojení odporového děliče. (16)



Obrázek 2.9: Ukázka senzoru pro měření odporu kůže (14)

2.12 Metody pro měření odporu kůže

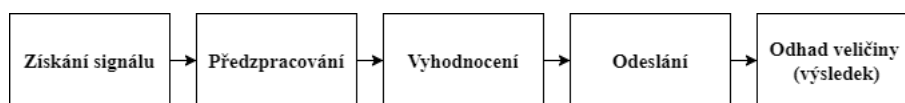
Většina dnešních měřících přístrojů využívá zapojení pomocí konstantního zdroje napětí nebo proudu. Tato zařízení měří modulovaný proud nebo napětí procházející kůží a pro výpočet vodivosti či odporu se problematika zmenší na řešení Ohmova zákona.

Měření pomocí stejnosměrného zdroje napětí je nejzákladnější a také nejjednodušší metodou měření odporu kůže. (17)

3 Metodika

Od této kapitoly začíná praktická část bakalářské práce. Na následujících stránkách jsou obsaženy způsoby a postupy pro řešení dané problematiky. Měřicí systém je rozebraný do funkčních bloků a použitých metod pro zpracování signálů a vyhodnocení. Jednotlivé podkapitoly navazují chronologicky.

Na úvod zde stručně shrnu postup řešení (Obrázek 3.1), které bude v dalších podkapitolách rozvinuto a detailněji popsáno. Veškeré grafy obsahují reálně naměřená data pomocí navržených senzorů. Obrázky mobilní aplikace také obsahují reálná data, která jsou zpracována a zaznamenána na vlastním android zařízení.



Obrázek 3.1: Metodika řešení

Pro získání signálu jsem musel nejdříve vybrat hardware, který bude dostatečně výkonný pro řešenou problematiku. Po vybrání mikrokontroleru jsem přešel na výběr vhodného senzoru pro snímání fotopletygmografické signálu. Pro odhad kožního odporu jsem využil zkušeností pracovníků KIT FBMI a vybral navržený obvod pomocí RC článku.

Následovalo předzpracování signálu. Zde jsem vycházel z provedené rešerše. Využil jsem integrované funkce měřících modulů, které tolik nezatěžují mikrokontroler. Pro zpracování fotopletygmografického signálu jsem implementoval algoritmy pro zpracování vyhodnocení naměřených signálů.

V části vyhodnocení jsem implementoval další algoritmus pro detekci a extrakci klíčových parametrů z naměřeného signálu. Toto řešení umožnilo efektivní zpracování signálu a přípravu na další stupeň zpracování.

Pro odesílání dat jsem vybral rádiovou technologii, která má nízkou spotřebu a je využívána většinou dnešních zařízení. Formát dat jsem volil s ohledem na využití a modularitu při programování. Je tedy velice snadné upravit nebo přizpůsobit jakoukoli aplikaci pro komunikaci s vyvíjeným zařízením. Takto navržené zařízení odesílá naměřené a extrahované klíčové parametry namísto odhadů, takže ho lze využít i jinou aplikací bez nutnosti přepsat firmware.

Posledním krokem byla implementace přepočtové rovnice pro odhad krevního tlaku a odhad galvanické kožní reakce. Pro tento účel jsem naprogramoval mobilní aplikaci na platformě Android, která umožní jak grafické zobrazení, tak ukládání dat pro pozdější vyhodnocení.

3.1 Výběr mikrokontroleru

Základním pravidlem pro výběr vhodného řídicí mikrokontroleru je to, že se využije pouze takový mikrokontroler, který plně postačuje svým výkonem i hardwarovým vybavením na požadovaný úkon. Tímto se dají výrazně snížit náklady na výrobu výsledného systému či zařízení.

V následující tabulce (Tabulka 6) jsou porovnány mikrokontrolery známé z vývojových kitů Arduino desek a hojně využívaných ve spotřební elektronice. Různé řady čipů ATmega od výrobce Atmel jsou využívány po celém světě.

Tabulka 6: Mikrokontrolery z desek Arduino

Mikrokontrolér	Flash paměť [kB]	Digitální piny	Analogové piny
ATmega328P	32	14	6
ATmega328	32	22	8
ATmega1280	128	54	16
ATmega2560	256	54	16
ATmega32u4	32	20	12

Pro vyvíjené nositelné zařízení postačuje mikrokontroler **ATmega32u4**, který obsahuje veškeré požadované integrované obvody a s rychlostí 8 MHz lze vzorkovat signál a provádět výpočty spolehlivě. Kapacita flash paměti obsažená v tomto mikrokontroleru bude z většiny využita, hlavně kvůli filtraci fotopletysmografické křivky pomocí filtru s konečnou impulzní odezvou (FIR).

3.2 Fotopletysmografický senzor

Při tvorbě bylo vybíráno z několika modulů a typů senzorů. Převážná většina byla z portfolia výrobce Maxim Integrated, který se mimo jiné zabývá vývojem senzorů a výpočetních jednotek pro využití ve zdravotnictví. Pro ukázkou, jsou v tabulce (Tabulka 7) pouze dva moduly, protože jsou ve formátu modulu, který umožní rychlejší vývoj. Mimo jiné jsme zkoušeli využití senzoru MAX32664 verze D, která poskytuje i algoritmy pro výpočet krevního tlaku, ale z důvodu specifického pouzdra BGA (Ball Grid Array = kuličkové vývody zesponu pouzdra) a miniaturním rozměrům, nebylo možné tento integrovaný obvod využít.

Tabulka 7: Porovnání fotopletysmografických senzorů

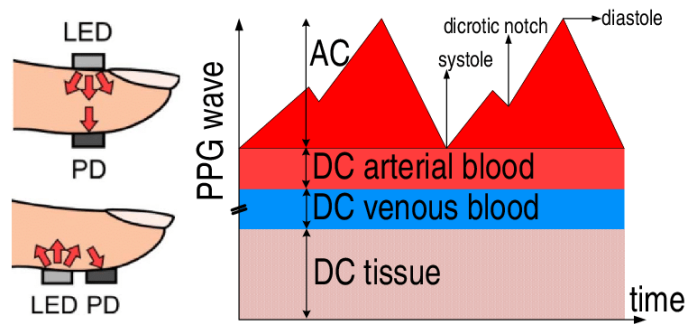
	MAX30105	MAX30102
Proud v módu úspory	0.7 μ A	0.7 μ A
Programovatelný proud diod	ANO	ANO
Počet diod	3	2
Červená LED	ANO	ANO
IR LED	ANO	ANO
Zelená LED	ANO	NE
Rozsah teplot	-40°C až +85°C	-40°C až +85°C
rozměry	5.6mm × 3.3mm × 1.55mm	5.6mm × 3.3mm × 1.55mm

Vybral jsem senzor **MAX30105**, který obsahuje zelenou LED diodu. Senzor umožňuje eliminaci nežádoucích odrazů světla a mírní rušení a pohybové artefakty, protože světlo nepronikne do velké hloubky měřené tkáně na rozdíl od červeného nebo infra-červeného záření. Zeleným světlem je nutné měřit na dobře prokrvené části těla, proto je vhodné umístění například na koneček prstu.

3.2.1 Vzorkované hodnoty signálu

Navzorkovaný signál snímáný z prstu ruky pomocí reflexní metody je nutné převrátit podle horizontální osy. Lokální maximum signálu odpovídá diastolickému vrcholu a lokální minimum signálu odpovídá systolickému vrcholu fotopletysmografické křivky. Proto je nutné signál invertovat (18).

Na následujícím obrázku (Obrázek 3.2) je problematika znázorněna.

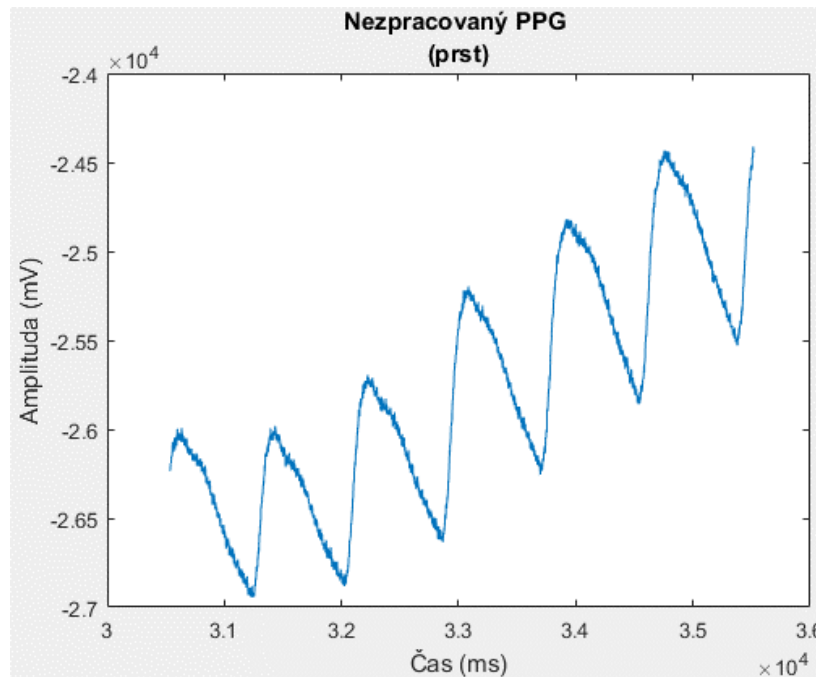


Obrázek 3.2: Fotopletysmografický signál pro reflexní metodu snímání (17)

3.3 Filtrace fotopletysmografického signálu

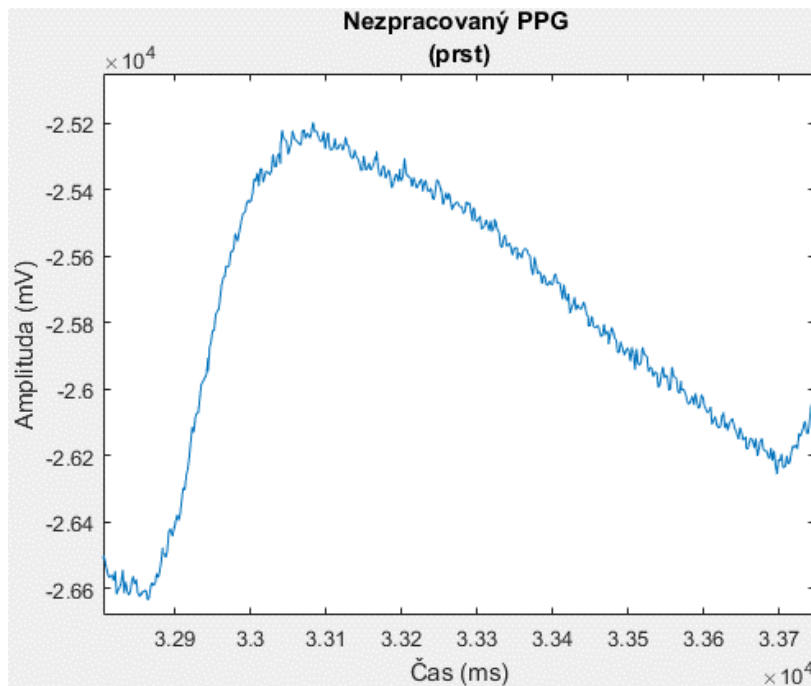
Pro úspěšné zpracování fotopletysmografického signálu a zachycení všech důležitých částí pulsní vlny je nutné signál filtrovat. Využívám metody popsané v předešlých úvodních kapitolách, konkrétně v kapitole 2.4 Předzpracování signálu.

Pro porovnání zde uvádím nefiltrovaný navzorkovaný signál z prstu. Na grafu (Graf 3.1) můžeme vidět rušení, šum a pohyb signálu v ose Y, který znázorňuje posun způsobený stejnosměrnou složkou signálu.



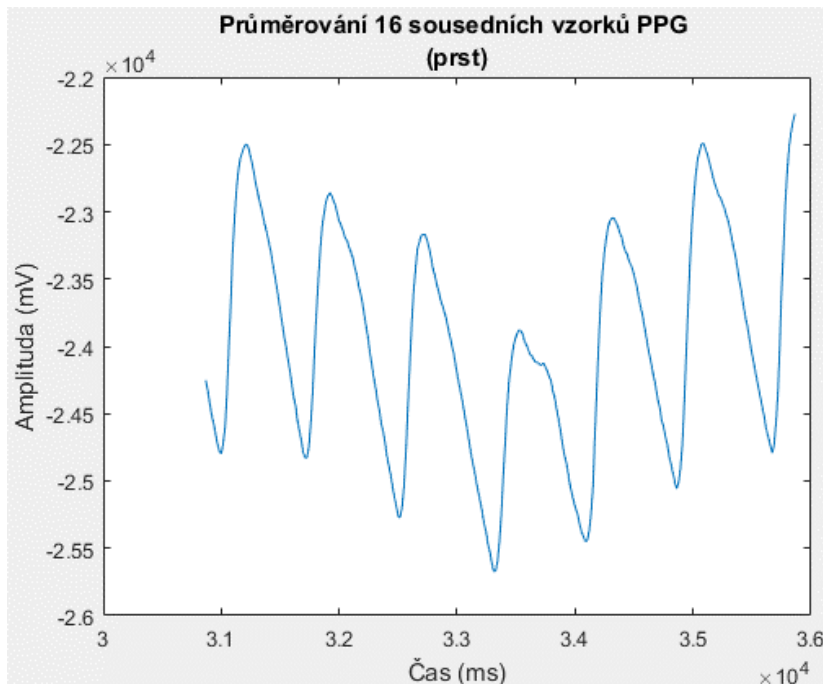
Graf 3.1: Vzorkovaný fotopletysmografický signál z prstu bez filtrace (Matlab)

Pro lepší představu a ukázkou šumu v signálu je zde uveden graf (Graf 3.2), který je tvořen výřezem z grafu (Graf 3.1), tzn. přibližně jedna pulsní vlna, na které je zřetelně vidět šum v signálu. Takový signál není možné použít pro analýzu pulsních vln podle kapitoly 2.6.4 Analýza pulsních vln ani není vhodný pro aplikaci metody pro hledání lokálních maxim a minim (Mountaineer's method) z kapitoly 2.5 Detekce vrcholů v předzpracovaném signálu a je nutné ho filtrovat například pomocí filtru s konečnou impulzní odezvou (FIR).



Graf 3.2: Přibližný vzorkovaný fotopletyzomografický signál z prstu bez filtrace (Matlab)

Následuje filtrace pomocí průměrování šestnácti sousedních vzorků. Tento algoritmus je integrován již v senzoru MAX30105 a s výhodou je zde využit. Tento postup účinně filtruje vysokofrekvenční šum ze signálu. Na grafu (Graf 3.3) je vidět, že zašuměný signál z předešlého přibližného grafu (Graf 3.2) je eliminován.

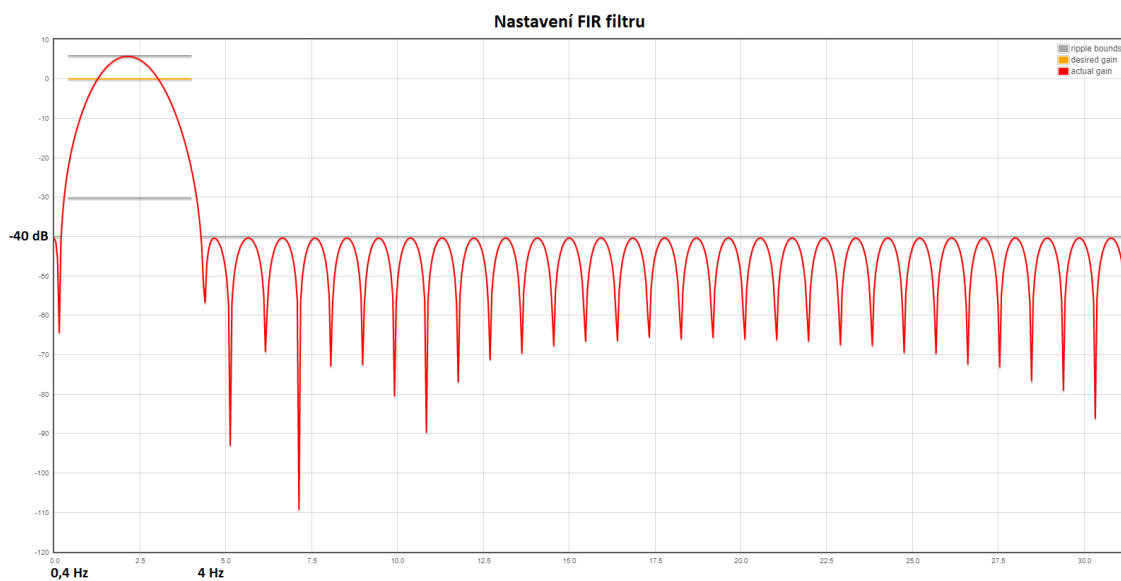


Graf 3.3: Průměrování 16 sousedních vzorků fotopletyzomografického signálu (Matlab)

Poslední filtrací signálu je již zmíněný filtr s konečnou impulzní odezvou (FIR). Ten je nastavený jako pásmová propust s parametry:

- Pásmová zadrž: 0 Hz – 0,2 Hz
 - Útlum: -40 dB
- Pásmová propust: 0,4 Hz – 4 Hz
 - Zisk: 16 dB
- Pásmová zadrž: 4,28 Hz – 31,25 Hz
 - Útlum: -40 dB
- Vzorkovací frekvence 62,5 Hz
- Počet koeficientů: 68

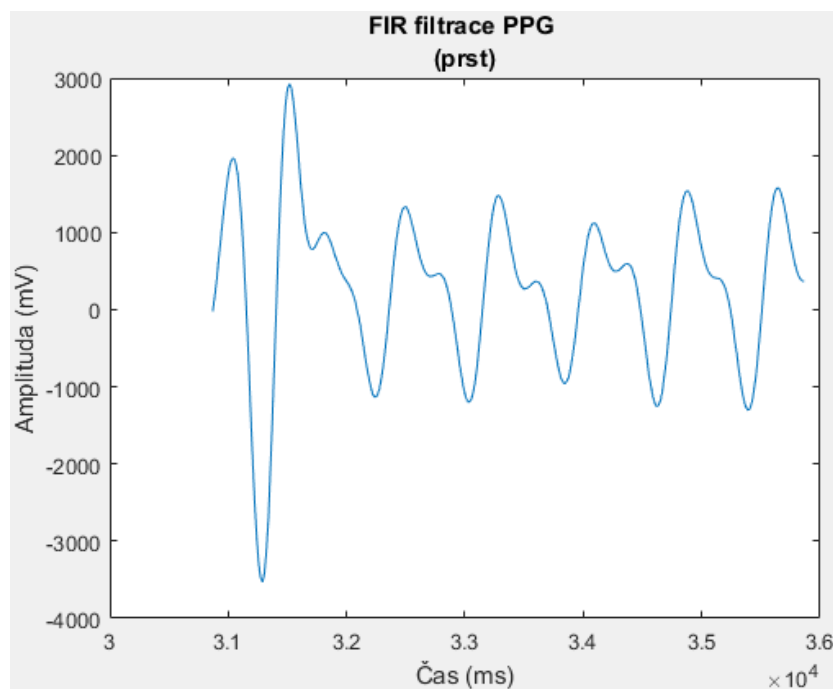
Pevné nastavení požadovaných koeficientů na počet 68 je z důvodu velké náročnosti na paměť mikrokontroleru. Toto nastavení negativně ovlivní kvalitu filtru (sníží kvalitu filtrace), ale zároveň umožní zpracovávat signál rychle a v reálném čase přímo mikrokontrolerem. Na grafu (Graf 3.4) můžeme vidět přenosovou charakteristiku zesílení či útlumu vstupního signálu.



Graf 3.4: Nastavení pásmové propusti filtru s konečnou impulzní odezvou pomocí zdroje (18)

Na následujícím grafu (Graf 3.5) je znázorněn signál filtrovaný pomocí filtru s konečnou impulzní odezvou (FIR) ze vzorků zpracovaných průměrováním hodnot z předchozího grafu (Graf 3.3). Jak je vidět, tak pulsní vlna obsahuje všechny důležité body (systolický vrchol, diastolický vrchol, dikrotický zářez). Takto zpracovaný signál lze použít pro další zpracování pomocí metody z kapitoly 2.6.4 Analýza pulsních vln.

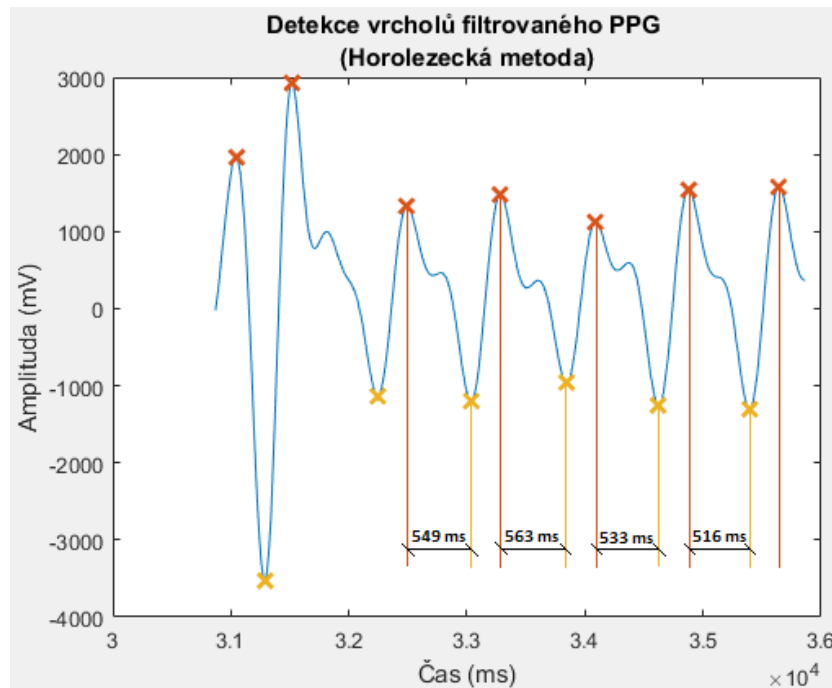
Na začátku grafu je vidět optimalizace filtru na posunu a nežádoucí frekvence signálu a dále následují filtrované pulsní vlny, které neobsahují stejnosměrnou složku, vysokofrekvenční šum ani frekvence související s napájecím napětím.



Graf 3.5: Průměrovaný (16 vzorků) filtrovaný fotopletysmografický signál pomocí filtru s konečnou impulzní odezvou (FIR) (Matlab)

3.4 Detekce vrcholů fotopletysmografického signálu

Pro detekci lokálních maxim a minim (vrcholů) signálu v reálném čase je využita metoda popsaná v kapitole 2.5 Detekce vrcholů v předzpracovaném signálu. Na grafu (Graf 3.6) je využit stejný signál jako na předchozím grafu (Graf 3.5). Je zde aplikován i algoritmus pro detekci vrcholů.



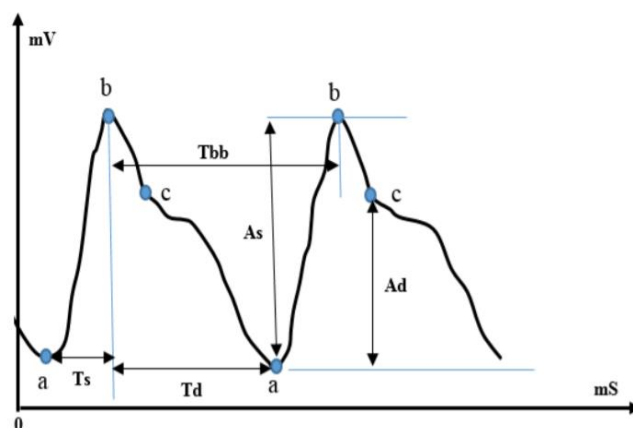
Graf 3.6: Horolezecká metoda pro detekci vrcholů fotopletysmografického signálu (Matlab)

První odhadnuté hodnoty se ignorují z důvodu ustálení filtrovaného signálu. Časové okno trvá 5 sekund a vypočtené diastolické časy se průměrují z důvodu potlačení výkyvů a pohybových artefaktů při měření fotopletysmografické křivky.

V algoritmu je integrován automaticky se měnící prahový detektor možného vrcholu ve fotopletysmografickém signálu. Ten umožní, aby se eliminovala detekce dikrotického zářezu a dosáhlo se úplného minima grafu. Počáteční prahová hodnota musí být kalibrována podle pacienta (věk, pohlaví, předešlé kardiovaskulární onemocnění), jinak by mohlo docházet k falešnému vyhodnocení vrcholů a ve výsledku ke špatnému výpočtu diastolického času.

3.5 Odhad krevního tlaku

Pro odhad krevního tlaku jsem se rozhodl využít metodu z kapitoly 2.6.4 Analýza pulsních vln. Detekovaná lokální maxima a minima jsou zaznamenávána současně s časovou značkou, která je v řádu milisekund. Jsou ukládána do paměti a následně odesílána k dalšímu zpracování pomocí mobilní aplikace. Všechny tyto hodnoty poskytují potřebné informace pro vyhodnocení a odhad krevního tlaku.



Obrázek 3.3: Analýza plethysmografického signálu (8)

Pro přehlednost zde znovu uvádím obrázek (Obrázek 2.5), na kterém jsou vidět důležité parametry. Zejména se jedná o T_d (diastolický čas) pro odhad systolického krevního tlaku a A_s (systolická amplituda signálu) pro odhad diastolického krevního tlaku.

Právě předešlé parametry (T_d a A_s) budou použity pro odhad krevního tlaku. Tyto hodnoty budou odesílány pomocí Bluetooth low energy pro další zpracování mobilní aplikací. Takto navržená komunikace umožní jednoduchou kalibraci koeficientů pro odhad krevního tlaku bez nutnosti zásahu do zdrojových kódů vyvíjeného zařízení.

Pro odhad systolického krevního tlaku bude využita rovnice vytvořená odečtením hodnot z grafu (Graf 2.11).

$$y = -0,1x + 220 \quad (3.1)$$

Rovnice (3.1) je obecná rovnice přímky, která odpovídá hodnotám z grafu (Graf 2.11). Jelikož je tato studie prováděna na jiných zařízeních za použití přesnějších měřících přístrojů, je nutné zachovat směrový vektor přímky (strmost), ale je třeba zajistit posunutí v ose y , aby hodnoty odhadu odpovídaly skutečnosti a nastavení modulů ve vyvíjeném zařízení.

Pro výpočet, o kolik je nutné přímku posunout, je nutné kalibrovat naměřené hodnoty diastolické doby a systolické amplitudy pomocí konvenčního manžetového tonometru. Nejdříve se naměří hodnoty pomocí manžetového tonometru v klidu. Následně se měří pomocí vyvíjeného zařízení několik vzorků, které se zprůměrují. Pokud máme hodnotu systolického a diastolického krevního tlaku z manžetového tonometru, můžeme použít následující rovnici ((3.8).

$$\text{posunutí}_{SBP} = SBP_{\text{tonometr}} + 0,1 * Td_{\text{průměr}} \quad (3.2)$$

Hodnota SBP_{tonometr} je odečtena z manžetového tonometru a $Td_{\text{průměr}}$ vyjadřuje několik po sobě jdoucích měření diastolické doby pomocí vyvíjeného zařízení a průměru těchto hodnot.

Na následující rovnici (3.9) můžeme kalibrovanou (posunutou) přímku využít pro odhad systolického krevního tlaku. Hodnota $Td_{\text{aktuální}}$ je již aktuálně naměřená hodnota diastolické doby.

$$y = (-0,1 * Td_{\text{aktuální}}) + \text{posunutí}_{SBP} \quad (3.3)$$

Obdobně se bude postupovat u odhadu diastolického krevního tlaku, kde je obecná rovnice přímky podle grafu (Graf 2.12) vyjádřena rovnicí (3.10).

$$y = 0,046x + 14,88 \quad (3.4)$$

Pro kalibraci na správnou hodnotu krevního tlaku je také nutné posunout tuto přímku směrem k reálným hodnotám. Hodnoty diastolického krevního tlaku z tonometru DBP_{tonometr} máme naměřené z předchozího kroku. Naměřenou máme i systolickou amplitudu z měřícího zařízení $As_{\text{průměr}}$. Znovu zprůměrujeme několik hodnot systolické amplitudy a dosadíme do rovnice (3.5)

$$\text{posunutí}_{DBP} = DBP_{\text{tonometr}} - 0,046 * As_{\text{průměr}} \quad (3.5)$$

Na závěr rovnice (3.6) pro odhad diastolického krevního tlaku.

$$y = (0,046 * As_{\text{aktuální}}) + \text{posunutí}_{DBP} \quad (3.6)$$

Rovnice (3.3) a (3.6) jsou obsaženy v mobilní aplikaci pro odhad krevního tlaku.

3.6 Senzor galvanické kožní reakce

Jako senzor pro měření odporu kůže lze použít mnoho typů obvodů a metod, které slouží pro odhad. Jako senzor jsem se rozhodl realizovat zapojení pomocí RC článku s využitím přechodového děje. Tato metoda vznikla jako nápad na pracovišti KIT FBMI.

Jedná se o zapojení pro nepřímé měření, již zmíněné jako RC článek, kde se nejdříve nabije kondenzátor přes zátěž (odpor kůže) a následně se měří čas, za který se kondenzátor vybije. Pomocí vzorce pro přechodový děj se získá odhad měřené hodnoty odporu kůže. Obvod je velice náchylný na použité materiály a součástky. Při opakovaném měření a průměrování hodnot lze dosáhnout uspokojujících výsledků pro měření pevných rezistorů. Po připojení zdroje napětí bude obvodem procházet nejvyšší možný proud, který bude omezen pouze rezistorem

$$I = \frac{U_0}{R} \quad (3.7)$$

Nenabitý kondenzátor se tak bude zpočátku chovat jako zkrat. Čím více se však bude kondenzátor nabíjet (bude v něm vzrůstat nahromaděný náboj) a poroste jeho napětí (u_c), tím menší proud bude procházet obvodem. Za dobu T tak bude obvodem procházet proud

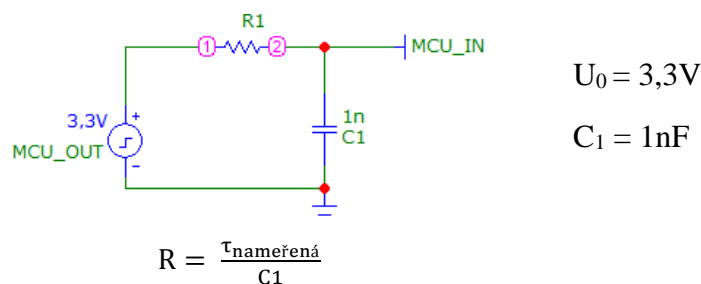
$$i = \frac{U_0 - u_c}{R} \quad (3.8)$$

Po odpojení obvodu od zdroje napětí se začíná kondenzátor vybíjet (chová se jako zdroj). Elektrická energie, kterou kondenzátor vybije, se v rezistoru přemění na energii tepelnou. Teoreticky se kondenzátor vybíjí nekonečně dlouhou dobu. V praxi se ale považuje za vybitý, pokud obvodem prochází již jen 5 % maximálního proudu, což nastává za dobu 3τ .

Přičemž časovou konstantu τ vypočítáme (pro oba procesy) pomocí vztahu:

$$\tau = RC \text{ [s]} \quad (3.9)$$

Právě z posledního vztahu $\tau = RC$ můžeme určit hodnotu odporu R , jelikož ostatní hodnoty známe.

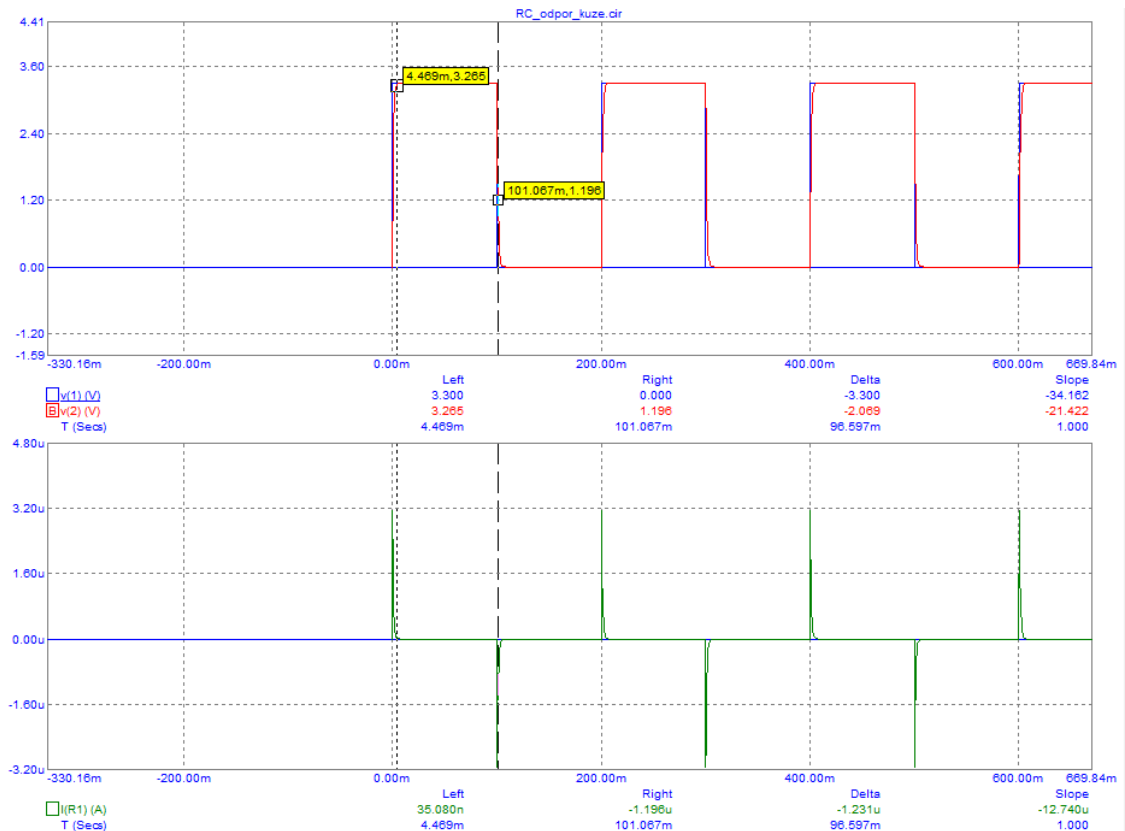


$$R = \frac{\tau_{\text{nameřená}}}{C_1}$$

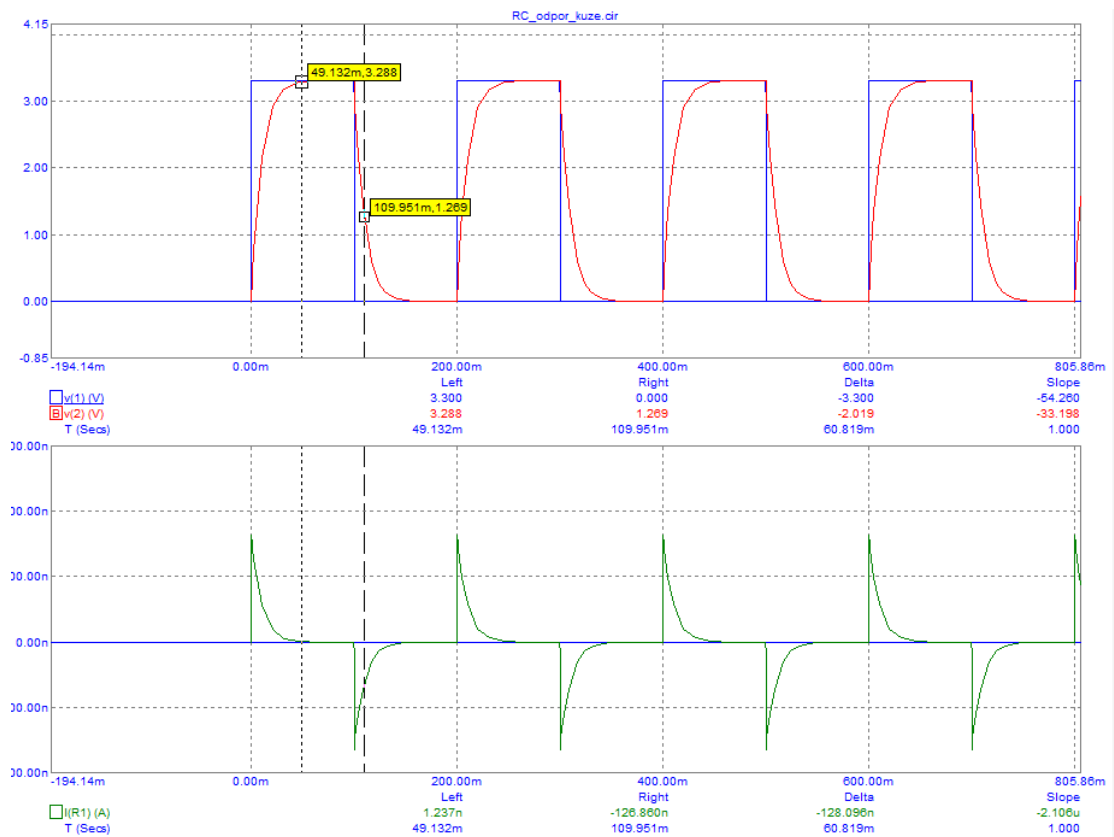
Obrázek 3.4: RC obvod pro měření odporu kůže pro simulaci

3.6.1 Simulace RC článku

Před měřením vybíjení kondenzátoru přes zátěž (odpor kůže) jsem realizoval simulaci pomocí počítačového programu Micro-Cap 12 Evaluation. Výsledné grafy jsou vztažené k vysokým odporům, jelikož bude výsledné zařízení používáno zejména pacienty s poškozením míchy. Graf (Graf 3.7) je simulací pro zátěžový odpor $1\text{ M}\Omega$ a druhý graf (Graf 3.8) je pro zátěžový odpor $10\text{ M}\Omega$.

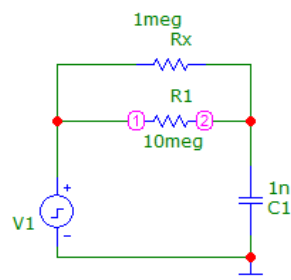


Graf 3.7: Simulace pro odpor kůže $1\text{ M}\Omega$ (Micro-Cap)



Graf 3.8: Simulace pro odpor kůže 10 MΩ (Micro-Cap)

Obvod RC článku na předchozím obrázku (Obrázek 3.4) obsahuje jeden rezistor, který představuje již zjednodušené zapojení. Ve skutečnosti je to paralelní zapojení dvou rezistorů jako na následujícím obrázku (Obrázek 3.5).



Obrázek 3.5: RC obvod pro měření odporu kůže

Z toho vyplývá, že je nutné přepočítat hodnotu rezistorů (zjednodušit zapojení) pomocí vzorce

$$R_c = \frac{R_x R_1}{R_x + R_1} [\Omega] \quad (3.10)$$

Pro použití tohoto vzorce s časovou konstantou

$$\tau = R_{RC} C [s] \quad (3.11)$$

vyjádříme z obou vzorců hodnotu R_x

$$R_x = -\frac{R_{RC} R_1}{R_{RC} - R_1} [\Omega] \quad (3.12)$$

Toto je výsledný vzorec (3.12) pro použití časové konstanty τ pro výpočet odporu kůže R_x .

3.6.2 Maximální proud

Při simulaci obvodu (Obrázek 3.5) při velice nízkých hodnotách odporu, řádově stovky $k\Omega$, se proud pohybuje maximálně kolem $50 \mu A$ při napětí $5 V$. Takové hodnoty nestačí pro průraz kůže a proud teče po povrchu z jedné do druhé elektrody.

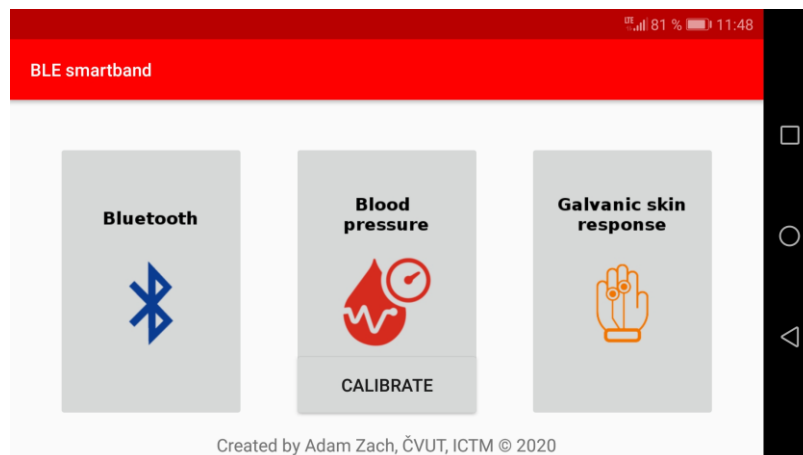
Proud pacientem je ve shodě s normou ČSN EN 60601-1 ed. 2 tabulka 3: Dovolené hodnoty proudů unikajících pacientem za normálního stavu a při jedné poruše, tj. nepřesahuje hodnotu $100 \mu A$.

3.7 Mobilní aplikace

Vyvíjené zařízení využívá pro odesílání dat technologie Bluetooth low energy. Jedná se o přenosovou technologii s nižší spotřebou při odesílání dat. Dnes má každý chytrý telefon takovýto modul a výkon mobilního telefonu je nesrovnatelně vyšší, než u jednodeskových mikrokontrolerů. Také různá nastavení a ovládání připojeného zařízení je jednodušší, proto jsem vybral tuto formu zpracování dat a odhadu krevního tlaku mimo měřící náramek.

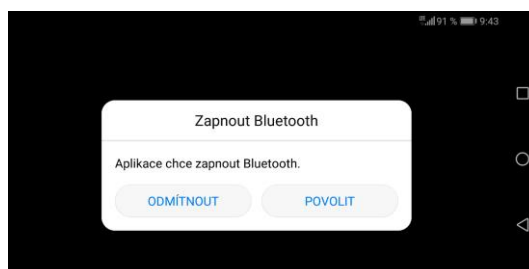
Použiji vlastní android aplikaci (naprogramovanou pomocí Android studia za použití programovacího jazyku Java), která se připojí k zařízení pomocí Bluetooth low energy a následně čeká na data. Tato data přicházejí pomocí BLEuart a jsou ve formátu řetězce. Aplikace je musí parsovat (rozčlenit) do jednotlivých proměnných. Pro oddělovací znak je použit středník. Když jsou data úspěšně rozřazena, tak jsou uložena do lokální databáze v mobilním telefonu. K ukládání je využita Room databáze, která umožňuje pracovat s daty jako s objekty.

Aplikace obsahuje jednoduché rozhraní. V menu se nachází pouze 4 tlačítka. Úvodní obrazovku můžeme vidět na následujícím obrázku (Obrázek 3.6)



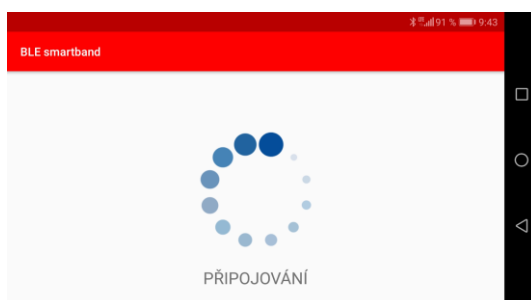
Obrázek 3.6: Úvodní obrazovka android aplikace

Po kliknutí na tlačítko Bluetooth se zkontroluje, jestli je na mobilním telefonu zapnutý Bluetooth. Pokud ne, tak se zobrazí vyskakovací okno pro zapnutí Bluetooth (Obrázek 3.7).



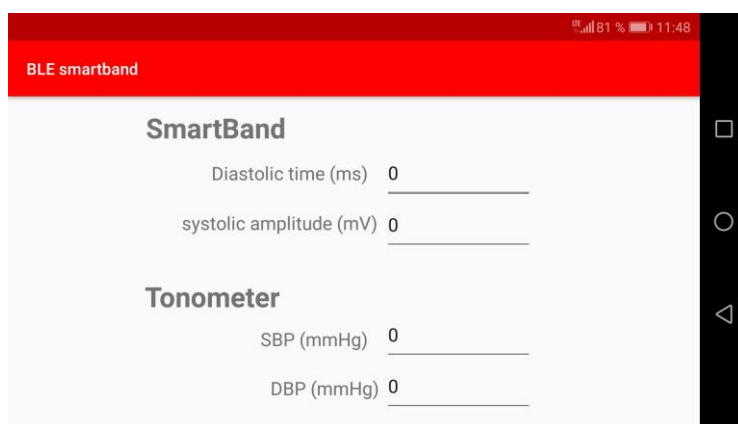
Obrázek 3.7: Bluetooth vyskakovací okno

Následující obrazovka (Obrázek 3.8) už obsahuje informaci o připojování, kde se točí načítací ikona. Po připojení k zařízení se obrazovka uzavře a zobrazí zpět hlavní menu.

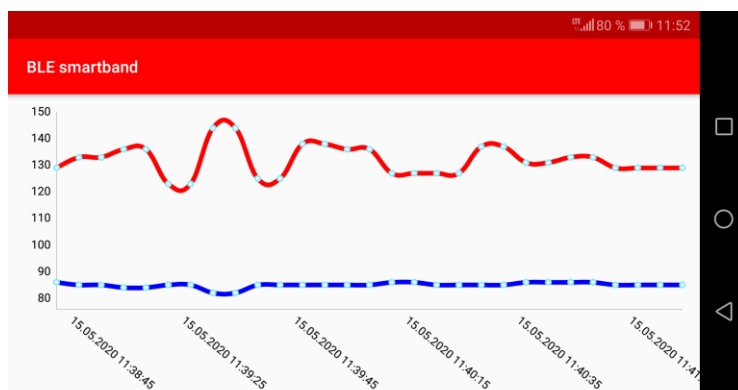


Obrázek 3.8: Hledání bluetooth low energy zařízení

Po kliknutí na tlačítko Blood pressure (v menu) (Obrázek 3.6) se zkontroluje, jestli jsou nastavené kalibrační koeficienty popsané v kapitole 3.5 Odhad krevního tlaku. Pokud ne, zobrazí se obrazovka (Obrázek 3.9) pro zadání odečtených hodnot z tonometru a vyvíjeného zařízení. Tuto obrazovku lze otevřít i kliknutím na tlačítko CALIBRATE. Pokud jsou parametry nastavené, stačí se vrátit šipkou zpět na úvodní obrazovku a znovu kliknout na tlačítko Blood pressure. Následně se již otevře obrazovka (Obrázek 3.10) s grafem.



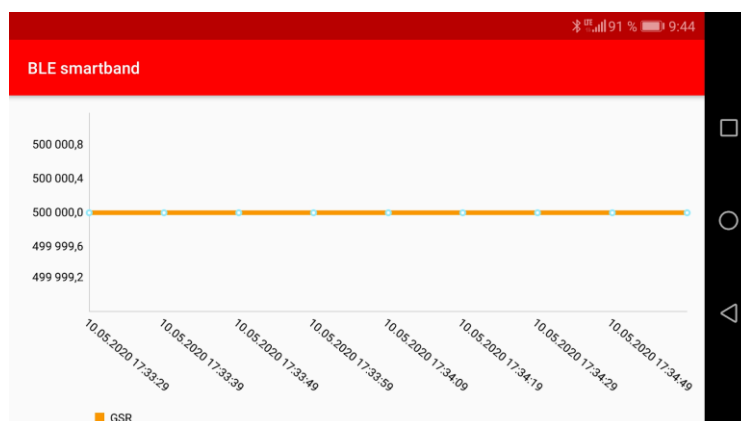
Obrázek 3.9: Obrazovka kalibrace



Obrázek 3.10: Obrazovka grafu pro odhad krevního tlaku

Odhady krevního tlaku jsou získány pomocí aplikace rovnic (3.3) a (3.6) na data (diastolického času a systolické amplitudy) přijatá pomocí Bluetooth low energy, která jsou uložena v lokální databázi Room.

Po kliknutí na tlačítko Glavanic skin response (v menu) (Obrázek 3.6) se zobrazí graf s odhadem odporu kůže.



Obrázek 3.11: Obrazovka grafu pro odhad odporu kůže

3.7.1 Formát přijatých dat z nositelného zařízení

Vyvíjené zařízení odesílá data v časových intervalech pomocí BLEuart ve formátu řetězce. Pro oddělovací znak je použit středník. Příklad, jak takový řetězec vypadá:

$$\text{řetězec} = Td_{\text{aktuální}}; As_{\text{aktuální}}; GSR_{\text{odhad}} \backslash r \backslash n$$

Ukončovací znaky při odeslání nového řádku se v BLEuart odešlou jako následující kombinace znaků: $\backslash r \backslash n$.

$Td_{\text{aktuální}}$ je aktuálně naměřená a průměrovaná hodnota diastolického času, $As_{\text{aktuální}}$ je také aktuálně naměřená a průměrovaná hodnota systolické amplitudy pulsu.

GSR_{odhad} je odhadnutá hodnota naměřená pomocí RC článku.

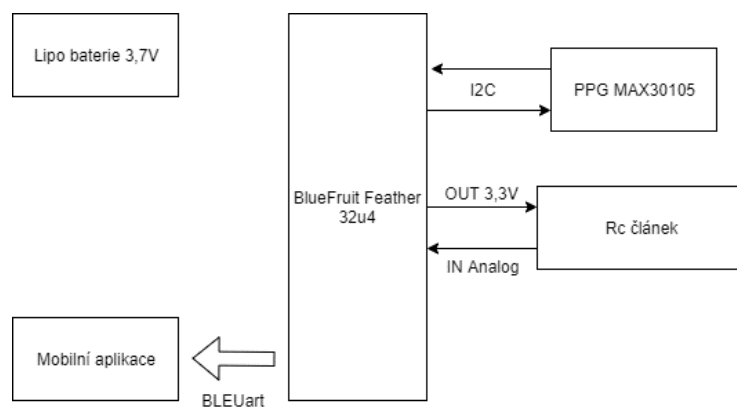
3.7.2 Použitá externí knihovna

Při programování android aplikace byla využita externí knihovna MPAndroid pro zobrazení grafů. Tato knihovna je dostupná ze zdroje (19) a je šířená pod licenci Apache, verze 2.0.

4 Návrh zařízení

4.1 Blokový diagram zapojení systému

Na následujícím obrázku (Obrázek 4.1) je znázorněn blokový diagram zapojení obvodů a modulů zařízení. Baterie není spojena s bloky, jelikož by bylo schéma nepřehledné. Všechny moduly jsou napájeny stejnosměrným napájecím napětím 3,3V.



Obrázek 4.1: Blokový diagram zapojení

4.1.1 Vývojový kit Bluefruit Feather 32u4

Pro rychlejší vývoj zařízení je využít vývojový kit, který obsahuje nezbytné převodníky a stejnosměrné měniče napětí pro jednoduché využití a zapojení. Většinou jsou také obsaženy rozšiřovací moduly takzvaně on-board – na desce. V našem případě je součástí desky Bluetooth Low Energy modul.

V následující tabulce (Tabulka 8) jsou porovnány verze vývojových kitů, které by byly schopny vykonat stejné funkce s využitím různých součástí a obvodů.

Tabulka 8: porovnání vývojových kitů

	BlueFruit Feather 32u4	ESP32	Arduino +Bluetooth modul HM-10
Rychlost	8 MHz	160 MHz	16 MHz (Podle typu Arduina)
Napětí	5 V / 3,3 V	3,3 V	5V / 3,3 V
Počet GPIO	20	36	20 (podle typu Arduina)
Připraveno pro baterii	✓	✗	✗
Flash paměť	32KB	512KB	32KB
Spotřeba energie	cca 40mA	cca 90mA	cca 60mA

Pro náš účel je vybrána deska **BlueFruit Feather 32u4**, která obsahuje integrovaný Bluetooth Low Energy modul a je připravena na napájení z baterie. Jak je vidět z tabulky (Tabulka 8), tak dosahuje menší spotřeby proudu, samozřejmě v případě nečinnosti Bluetooth. Vývojový kit dostatečně splňuje požadavky na výkon a je možné ho programovat pomocí vývojového prostředí Arduino IDE, který jsem využíval u všech ročníkových prací.

4.1.2 Nastavení senzoru MAX30105

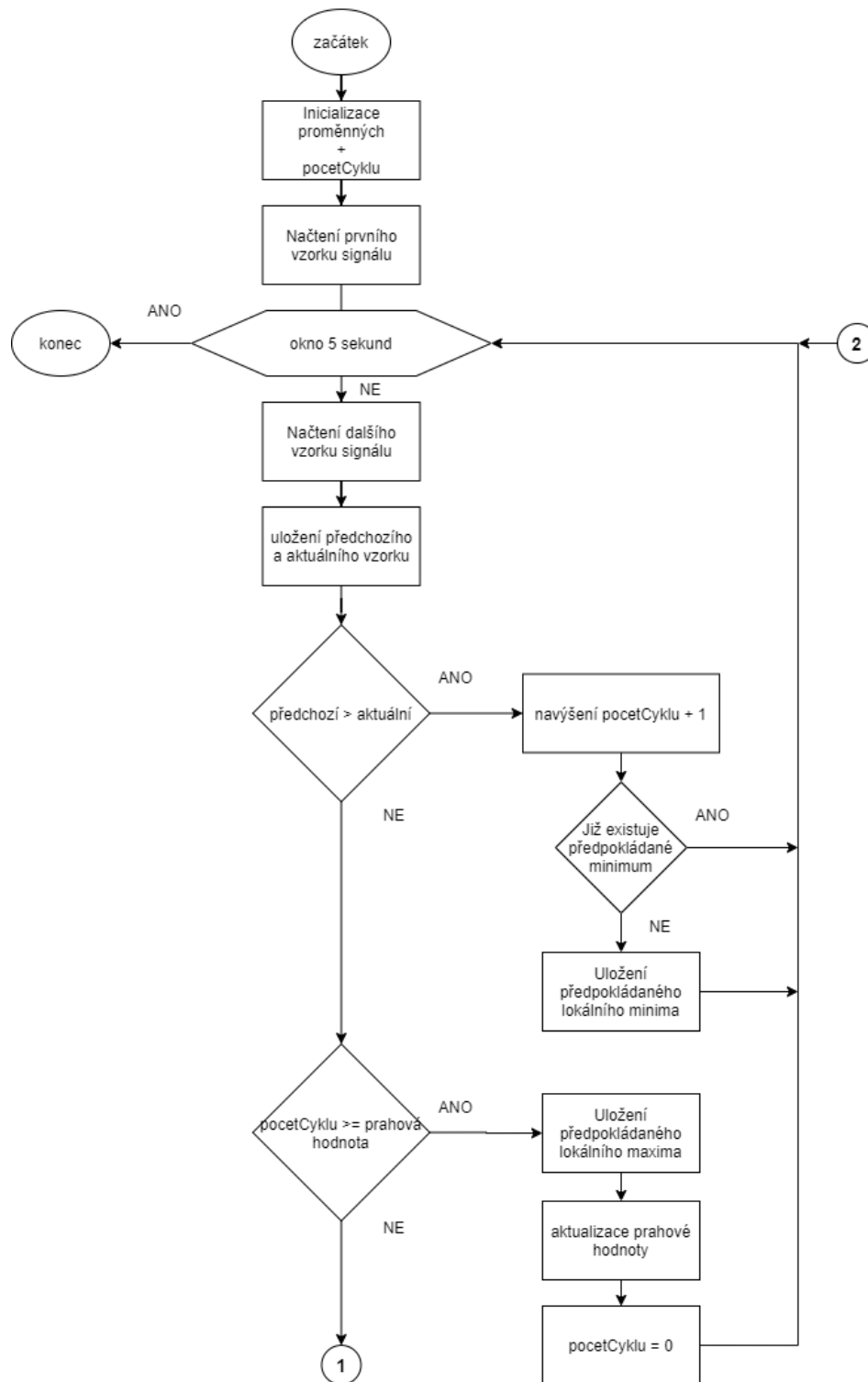
Senzor MAX30105 poskytuje naměřená data a případně výsledky z výpočtů realizovaných přímo na čipu. Komunikace probíhá přes sběrnici I2C. Zároveň tímto způsobem můžeme nastavit vlastní parametry pro senzor, jako například vzorkovací frekvenci, výběr LED diody pro prosvícení tkáně, počet průměrovaných sousedních vzorků (pro filtraci šumu) a další.

Proud tekoucí do LED diody je nastavený na 30 mA, průměrování sousedních hodnot vzorků je nastaveno na 16, povolena je pouze zelená LED dioda (všechny ostatní jsou vypnuté), vzorkovací frekvence je nastavena na 1600 Hz a šířka pulsu na 69 μ s.

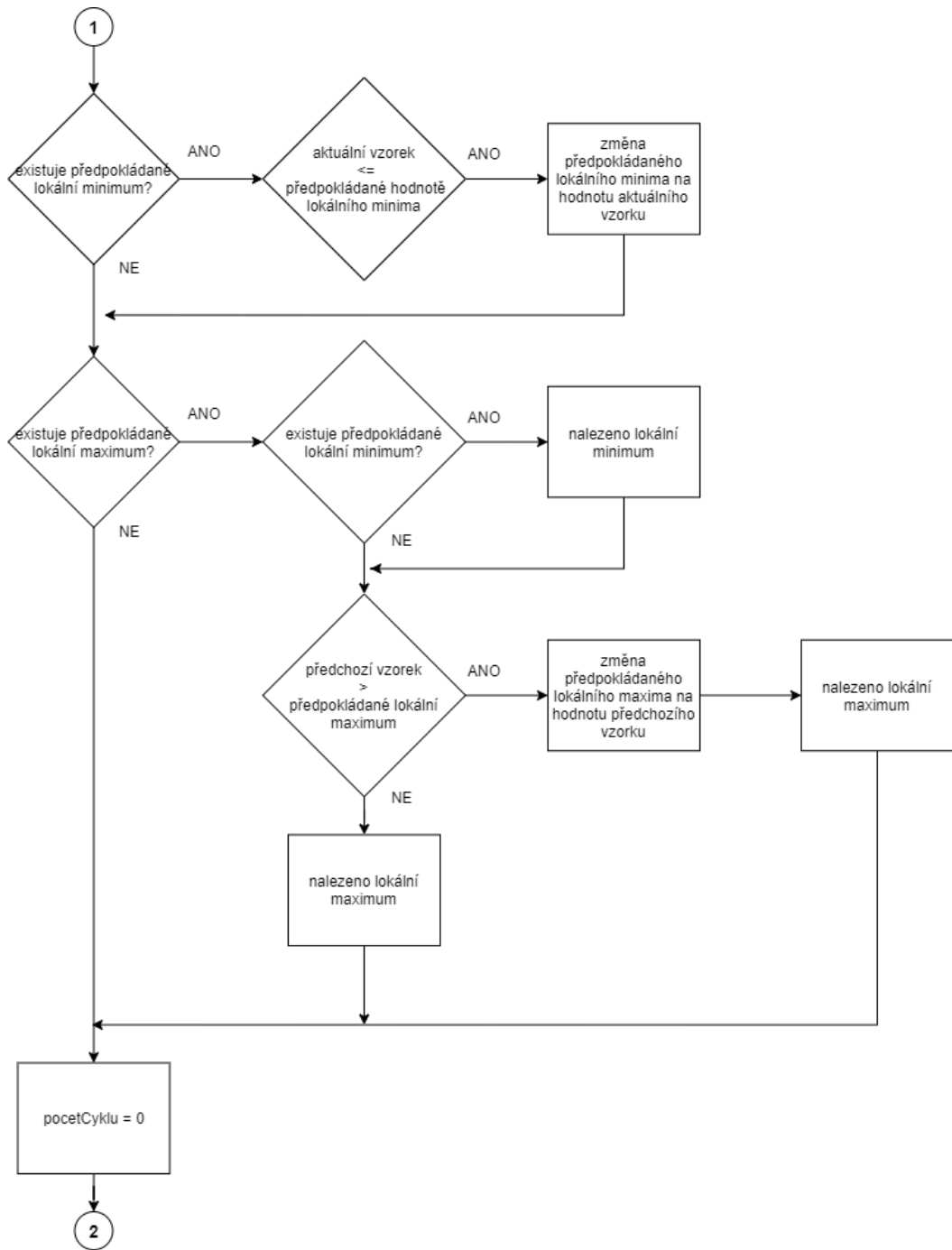
Jelikož je nastavené průměrování 16 sousedních vzorků, tak se nám reálná vzorkovací frekvence sníží, ale průměrované hodnoty jsou počítány ze vzorkovací frekvence 1600 Hz, takže rozlišení je velice dobré.

S ohledem na použití zařízení během spánku nebude tepová frekvence dosahovat vysokých hodnot.

4.1.3 Vývojový diagram pro Mountaineers metodu detekce vrcholů



Obrázek 4.2: První část vývojového diagramu horolezecké metody



Obrázek 4.3: Druhá část vývojového diagramu horolezecké metody

4.2 Měření odporu kůže

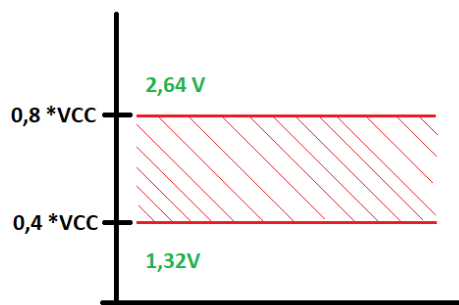
Pro měření odporu kůže byl použit analogový pin, který umožňuje maximální rychlost čtení: 100us (+/- 100 000 x za sekundu). Požadovaný rozsah jsou odpory do 5Mohmu, což odpovídá cca 10ms. Tento čas je odhadnut pomocí simulačního programu MicroCap.

Odhady času měření pro simulaci rezistorů (pouze pro nabíjení C):

při 100k	+/- 400us
při 250k	+/- 1ms
při 500k	+/- 2ms
při 750k	+/- 3,5ms
při 1M	+/- 4ms
při 10M	+/- 50ms
při 50M	+/- 200ms
při 100M	+/- 400ms
při 200M	+/- 600ms
při 250M	+/- 890ms

tuto hodnotu musíme vynásobit 2x, abychom získali celkový čas nabíjení a vybíjení přes zátěž (tělo).

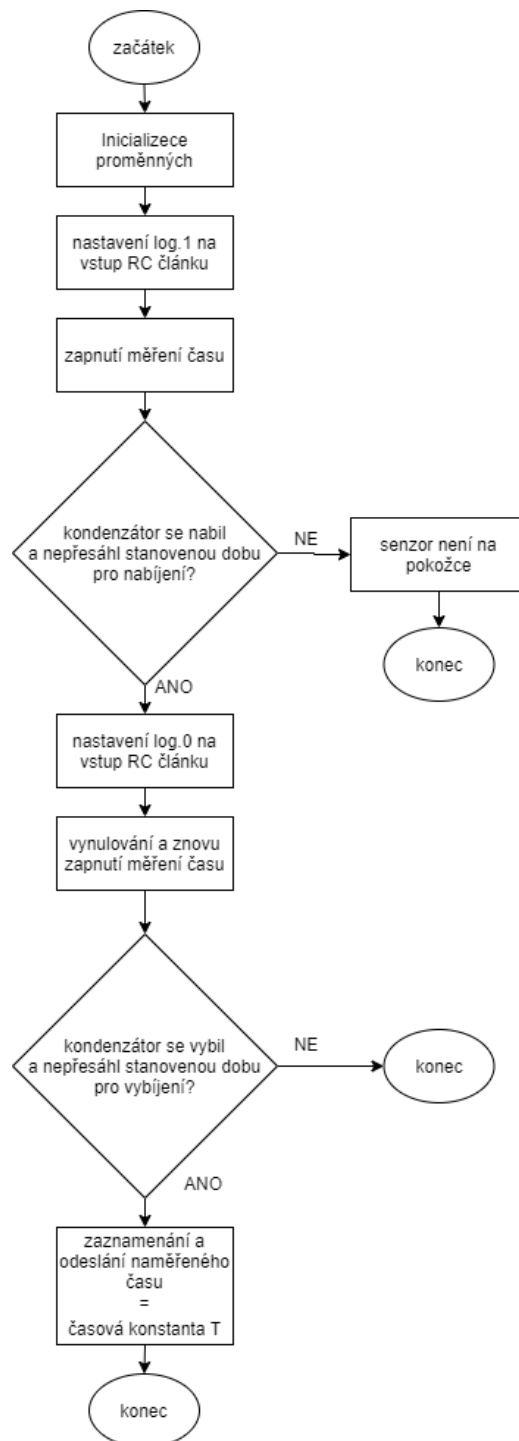
Jelikož detekce logické úrovně u mikroprocesorů má i rozsah pro nedefinovanou úroveň napětí, tak bylo využito ADC převodníku (analogový pin) a kontroly, jestli napětí na kondenzátoru C1 dosáhlo požadované hodnoty.



Obrázek 4.4: Logické úrovně pro mikrokontrolér 32u4

4.3 Vývojový diagram pro měření časové konstanty RC

Na následujícím diagramu (Obrázek 4.5) je znázorněn algoritmus, který je použit pro výpočet časové konstanty τ RC článku. Ta je využita pro odhad kožního odporu popsáném v kapitole 3.6.1 Simulace RC článku. Tento výpočet je použit několikrát za sebou pro průměrování hodnot a získání přesnějšího výpočtu, jelikož samotné měření trvá řádově jednotky až desítky milisekund.

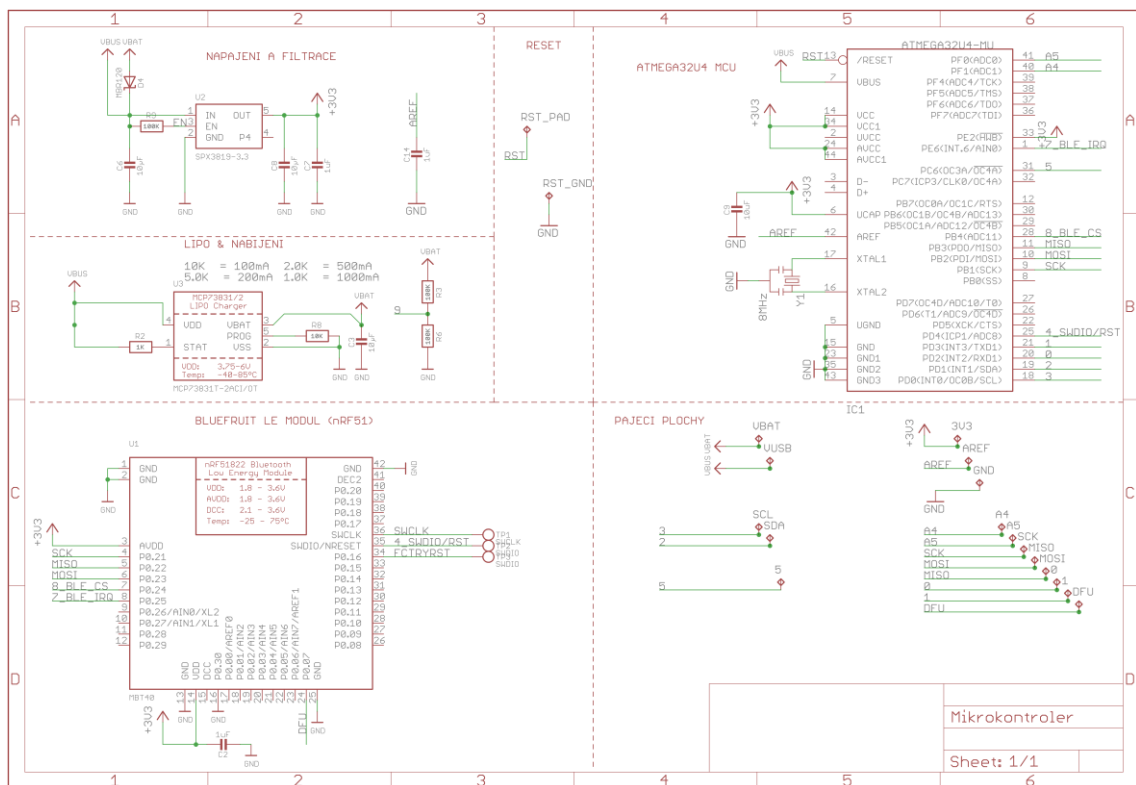


Obrázek 4.5: Vývojový diagram pro měření časové konstanty z RC článku

4.4 Schéma zapojení řídicího obvodu

Jednotlivé funkční bloky (obvody) pro výpočty, zpracování a odesílání dat budou umístěny na jedné desce plošných spojů a schéma pro vzájemné zapojení jsou ukázána na obrázku (Obrázek 4.6). Ostatní obvody, které budou komunikovat po sériové sběrnici nebo budou připojeny k IO (vstupně výstupním) pinům, budou na samostatné desce plošných spojů. Důvodem je lepší variabilita při návrhu pouzdra či krabičky a možnost skládat jednotlivé obvody vedle sebe nebo nad sebou. Obvod měřící fotoplety smografický signál bude umístěn mimo hlavní výpočetní blok. Bude realizován “skřipcem“ na prst.

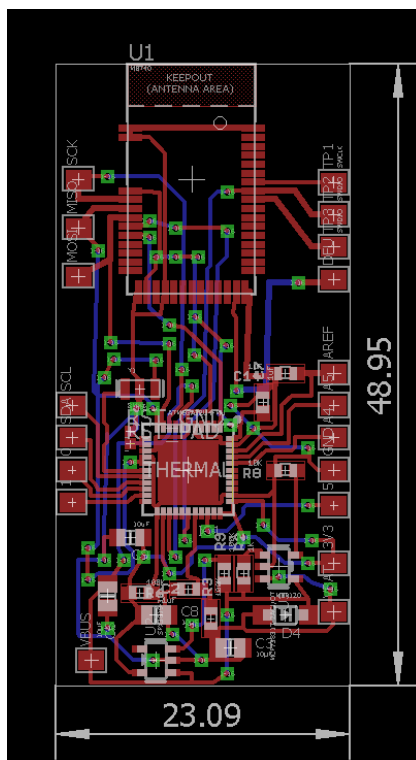
Schéma je převzato ze serveru GitHub z open-source projektu (20) a následně upraveno pro potřeby této bakalářské práce.



Obrázek 4.6: Schéma řídicího a podpůrných obvodů (Eagle)

4.4.1 Deska plošných spojů pro řídicí obvod

Pro předchozí schéma (Obrázek 4.6) je zde na obrázku (Obrázek 4.7) vytvořený návrh plošného spoje k výrobě. Snažil jsem se o co největší zmenšení rozměrů pro přizpůsobení k implementaci do krabičky, která by byla přijatelných rozměrů (umístění na zápěstí). Jednotky kót jsou v milimetrech.



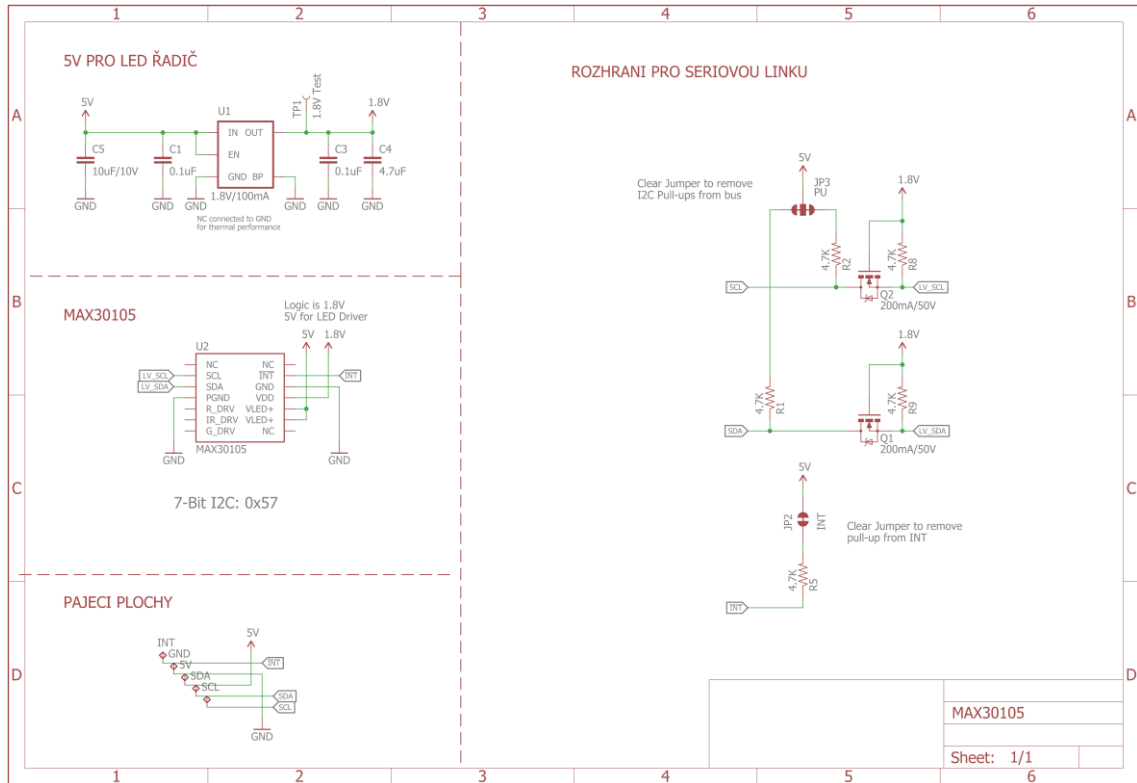
Obrázek 4.7: Návrh desky plošných spojů řídicího a podpůrných obvodů (Eagle)

Na obrázku (Obrázek 4.7) návrhu tištěného spoje jsou znázorněny pouze cesty, aby bylo vše dobře vidět. Při výrobě by byla zem GND “rozlita“ kolem všech cest, jednak pro úsporu materiálů, jednak pro lepší vlastnosti obvodu.

4.5 Schéma zapojení měřicího obvodu MAX30105

Modul na obrázku (Obrázek 4.8) bude připojen pomocí kabelů do řídicí jednotky a bude samostatně funkčním blokem komunikujícím přes sériové rozhraní I2C.

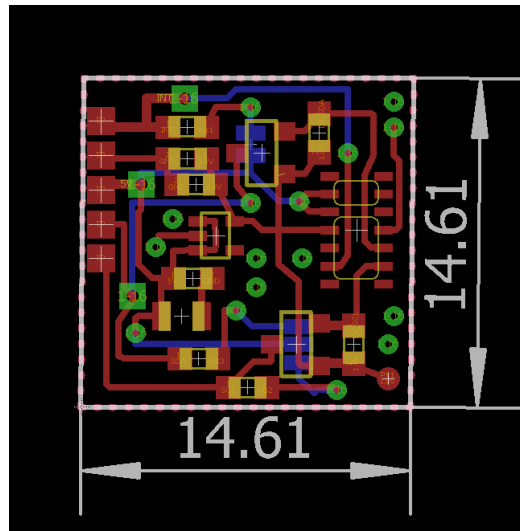
Schéma je převzato ze serveru GitHub z open-source projektu (21) a následně upraveno pro potřeby této bakalářské práce.



Obrázek 4.8: Schéma měřicího obvodu MAX30105 (Eagle)

4.5.1 Deska plošných spojů pro měřící obvod MAX30105

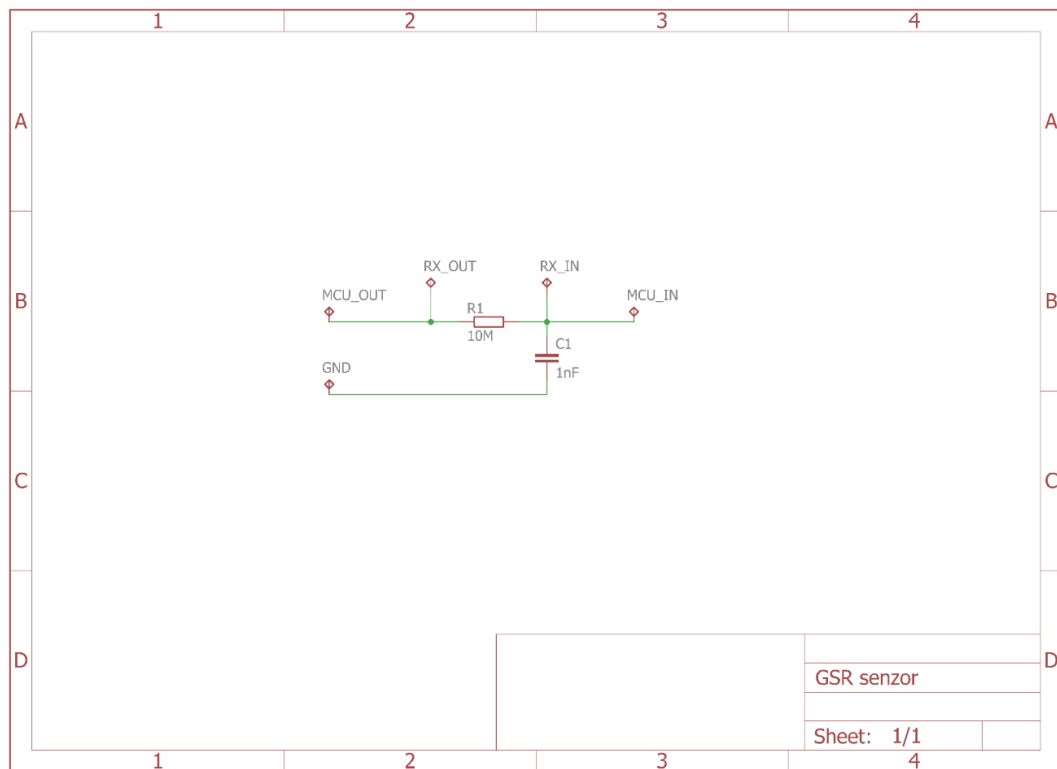
Pro předchozí schéma (Obrázek 4.8) je zde na obrázku (Obrázek 4.9) vytvořený návrh plošného spoje k výrobě. Snažil jsem se o co největší zmenšení rozměrů pro přizpůsobení pro implementaci do sponky na prst. Jednotky kót jsou v milimetrech.



Obrázek 4.9: Návrh desky plošných spojů pro MAX30105 (Eagle)

4.6 Schéma zapojení měřícího senzoru odporu kůže

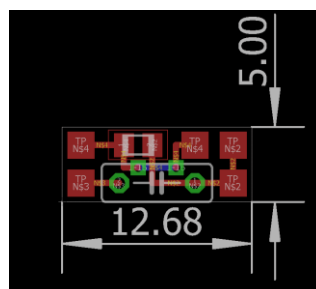
Na obrázku (Obrázek 4.10) je znázorněno schéma zapojení měřícího obvodu pro měření odporu kůže. Jedná se o jednoduché zapojení RC článku, jak již bylo popsáno v předchozí kapitole 3.6 Senzor galvanické kožní reakce. Svorky RX_OUT a RX_IN jsou připojené k mosazným šroubům, které jsou využity jako suché elektrody. MCU_OUT a MCU_IN jsou připojeny k analogovým pinům A4 a A5.



Obrázek 4.10: Schéma měřícího senzoru odporu kůže (Eagle)

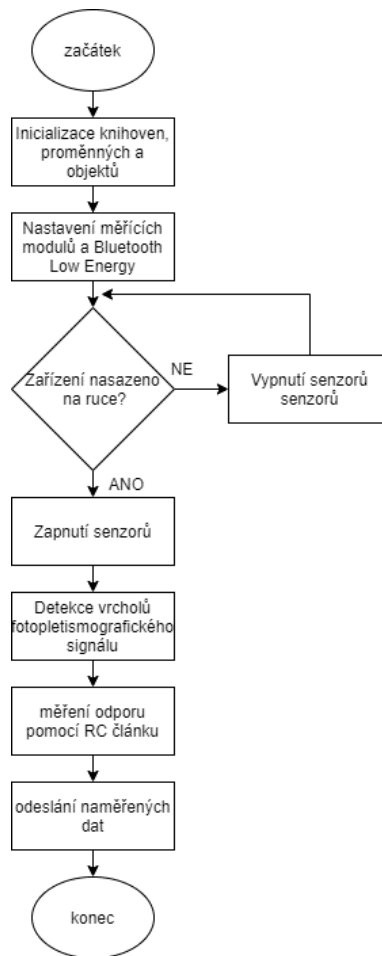
4.6.1 Deska plošných spojů pro senzor odporu kůže

Na následujícím návrhu (Obrázek 4.11) je znázorněna deska plošných spojů miniaturních rozměrů. Jednotky kót jsou v milimetrech.



Obrázek 4.11: Návrh desky plošných spojů pro senzor odporu kůže (Eagle)

4.7 Firmware zařízení



Obrázek 4.12: Zjednodušený vývojový diagram firmwaru

Tento program pracuje v nekonečné smyčce od bloku, kde se kontroluje, jestli je zařízení nasazeno na ruce. Kontrola probíhá detekcí velikosti stejnosměrné složky ve fotopletyšmografickém signálu.

Zapnutí a vypnutí senzorů znamená, že se pošle příkaz pro zhasnutí LED diod pro modul MAX30105 a u RC obvodu pro měření odporu se nastaví log. 0.

U detekce vrcholů fotopletyšmografického signálu se využívá Mountaineer's metody z kapitoly 3.4 Detekce vrcholů fotopletyšmografického signálu, kde se nejdříve provede filtrace signálu pomocí filtru s konečnou impulsní odezvou (FIR). Výsledné detekované hodnoty se ukládají do paměti, kvůli eliminaci prvních chybných detekcí, viz kapitola 3.3 Filtrace fotopletyšmografického signálu.

Měření odporu pomocí RC článku je prováděno několika měřeními, kde se průměrují výsledky kvůli nepřesnosti v měření. Výsledný odhad je uložen do paměti.

Nakonec se všechny hodnoty odeslou pomocí Bluetooth low energy. Formát odesílaných dat byl popsán již dříve v kapitole 3.7.1 Formát přijatých dat z nositelného zařízení.

4.7.1 Použité knihovny

Ve firmwaru jsou použité externí rozšiřovací knihovny. Tyto knihovny jsou poskytnuté na portálu GitHub pod různými licencemi. V této práci jsou využity pouze knihovny s použitím bez licenčních poplatků.

Knihovna MAX30105 je dostupná ze zdroje (22). Obsahuje důležité funkce pro práci a komunikaci se senzorem fotopletysmografického signálu. Data jsou poskytována pomocí komunikace po sériové sběrnici I2C. Tato knihovna obsahuje funkce pro nastavení vlastních parametrů pro měřící senzor.

Knihovna FIR je nejdůležitější knihovnou projektu. Je dostupná ze zdroje (23). Obsahuje funkce pro výpočty a práci s daty pro filtraci. Tato knihovna je jednoduchá na implementaci a použití.

Knihovna Low-Power je dostupná ze zdroje (24). Obsahuje funkce pro případné uspání mikrokontroleru pro snížení spotřeby. Ve výsledném zdrojovém kódu bakalářské práce jsou řádky s uspáním zakomentovány, protože nebylo umožněno testování náramku. Při případném dalším vývoji zařízení budou tyto funkce implementovány.

4.8 Baterie

Napájení celého systému bude realizováno pomocí Li-pol (lithium polymer) baterie na napětí 3,7 V. Pro delší výdrž zařízení jsem vybíral baterie s větší kapacitou a s ohledem na prostor, ve kterém bude umístěna. Výsledné zařízení se musí vejít na zápěstí. Z toho důvodu je omezena i velikost baterie.

Hlavními parametry (Tabulka 9) byly tedy kapacita (mAh) a velikost. Baterie s nižší kapacitou než 800 mAh byly vyřazeny, protože chceme dosáhnout co nejdelší výdrže na baterii při malých rozměrech. Volil jsem tedy z hladiny od 1000 mAh do 2000 mAh.

Tabulka 9: Porovnání baterií

	Li-pol 103450	Li-po 803040
Kapacita	2000 mAh	1000 mAh
Napětí	3,7 V	3,7 V
Nabíjecí	Ano	Ano
Rozměry	50x34x10 mm	40x30x8 mm

Byla vybrána baterie **Li-pol 103450**, která má sice větší rozměry, ale přesně se vejde do navržené krabičky. Řídící deska s integrovaným Bluetooth low energy modulem je dlouhá cca 49 mm, proto byla vybrána větší baterie, aby bylo efektivně využito všechno volné místo.

4.8.1 Spotřeba energie zařízení

Mikrokontroler ATmega 32u4 spotřebuje v pracovním stavu průměrně kolem 36 mA. V úsporném režimu spánku SLEEP_MODE_PWR_DOWN je schopný snížit spotřebu na 5 mA. Tyto hodnoty jsou převzaty z článku (25).

Modul Bluetooth low energy nRF51822 průměrně spotřebuje 1.86 mA při UART módu. Ve špičkách se může odběr proudu pohybovat cca 15,2 mA dle dokumentace open-source projektu (26).

Na desce plošných spojů budou připojeny ještě okolní součástky, převodníky DC-DC a měřicí moduly.

Pro určení spotřeby proudu modulem s MAX30105 pro měření fotopletyzsmografické křivky budu uvažovat pouze spotřebu LED diodou, jelikož tento proud bude dominantní. Modul, jak bylo popsáno v kapitole 4.1.2 Nastavení senzoru MAX30105, je nastaven na 30 mA.

Spotřeba proudu pro měření odporu kůže pomocí RC článku se pohybuje maximálně v jednotkách mA.

4.8.2 Teoretický výpočet výdrže na baterii

Baterie: 2000 mAh

Spotřeba ATmega 32u4: 36 mA

Spotřeba nRF51822: 2 mA

Spotřeba MAX30105: 30 mA

Spotřeba RC obvodu: 1 mA

Tyto hodnoty byly voleny s rezervou, protože nebyla možnost měřit laboratorními přístroji. Odhady proudů byly odvozeny z článků a diskusí na internetu a vlastní zkušenosti s podobnými obvody.

Pokud nebudeme uvažovat usínání zařízení a měření bude probíhat v reálném čase kontinuálně, tak výsledná doba výdrže na baterii bude následující:

$$\text{spotřeba proudu} = 36 + 2 + 30 + 1 = 69 \text{ mA} \quad (4.1)$$

$$\text{výdrž na baterii} = \frac{2000}{69} = 28,98 \text{ h} \quad (4.2)$$

Výpočet je teoretický a obsahuje mnoho zanedbaných proudů a vyzářených výkonů v podobě tepla. Pokud budeme takto uvažovat, výsledné zařízení by mohlo pracovat jeden den nebo minimálně 12 hodin.

Pokud bychom chtěli vypočítat výdrž na baterii při cyklických měření, kdy by zařízení měřilo určitý čas a po odeslání dat se uspalo, tak by se výdrž výrazně prodloužila.

Uvedu zde vzorový příklad. Chceme, aby náramek měřil 10 s a na 20 s se uspal. Využijeme výpočet vážených průměrů, který nám umožní započítat proudy ve spánku (5 mA).

$$\text{spotřeba proudu} = 33\% * 69 \text{ mA} + 66\% * 5 \text{ mA} = 26 \text{ mA} \quad (4.3)$$

$$\text{výdrž na baterii} = \frac{2000}{26} = 76,92 \text{ h} \quad (4.4)$$

Celková výdrž zařízení při cyklickém vzorovém měření vychází na 76,92 h. Jelikož jsou hodnoty proudů odhadnuty, tak můžeme odečíst 6,92 h z výsledného času, a dostáváme se na výdrž kolem 70 hodin s odhadnutou. Samozřejmě musíme počítat s odchylkou cca 10 hodin.

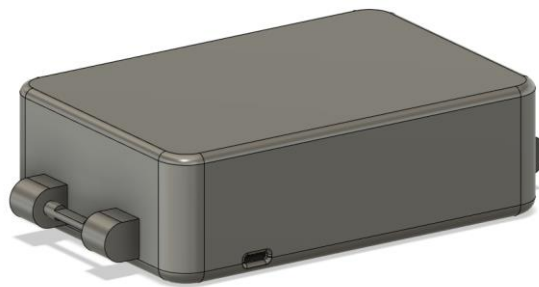
4.9 Návrh krabičky

Krabička byla navržena pro umístění a nošení na zápěstí. Větší rozměry jsou důsledkem využití “větších“ SMD (povrchová montáž součástek) součástek pro ruční pájení a velké množství plošných spojů na desce. Největší místo bude zabírat vestavná baterie, která zaujme většinu místa v krabičce. Na následujících obrázcích budou ukázány jednotlivé pohledy na krabičku, průřezy s jednou i více možnostmi rozmístění funkčních bloků.

Všechny modely jsou vytvořeny pomocí programu Autodesk Fusion 360 a jsou přizpůsobeny pro 3D tisk.

4.9.1 Krabička zepředu

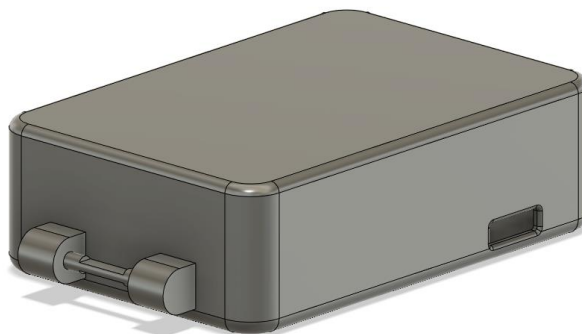
Náhled na krabičku na obrázku (Obrázek 4.13) je pohled na stranu blíže k prstům, kde z otvoru povedou vodiče k senzoru (sponge) na prst, kde se bude nacházet obvod MAX30105.



Obrázek 4.13: Krabička zepředu (Fusion360)

4.9.2 Krabička zezadu

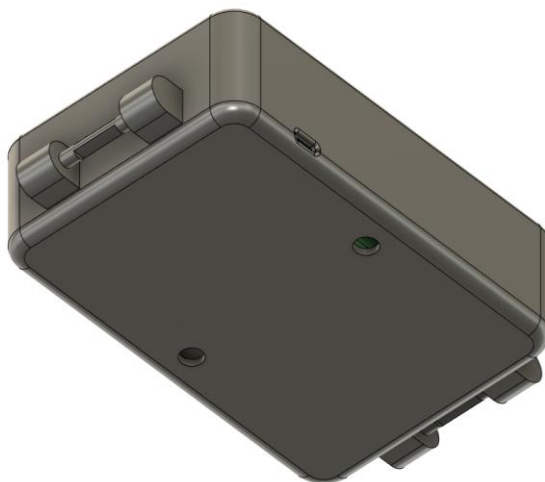
Náhled na krabičku na obrázku (Obrázek 4.14) je pohled na stranu dále od prstů, kde bude v otvoru umístěný mikro-USB konektor pro nabíjení integrované baterie.



Obrázek 4.14: Krabička zezadu (Fusion360)

4.9.3 Krabička zespodu

Náhled na krabičku na obrázku (Obrázek 4.15) je pohled zespodu, kde v otvorech budou umístěny elektrody pro senzor odporu kůže.



Obrázek 4.15: Krabička zespodu (Fusion360)

4.9.4 Krabička uvnitř (prázdná)

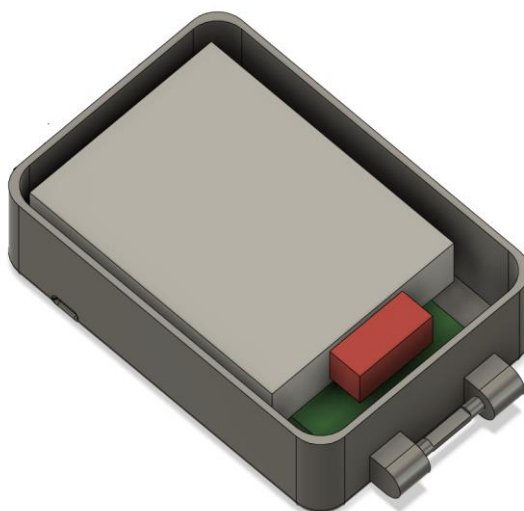
Náhled na krabičku na obrázku (Obrázek 4.16) je pohled z vrchu na otevřenou krabičku bez funkčních bloků.



Obrázek 4.16: Krabička uvnitř (prázdná)
(Fusion360)

4.9.5 Krabička uvnitř (plná)

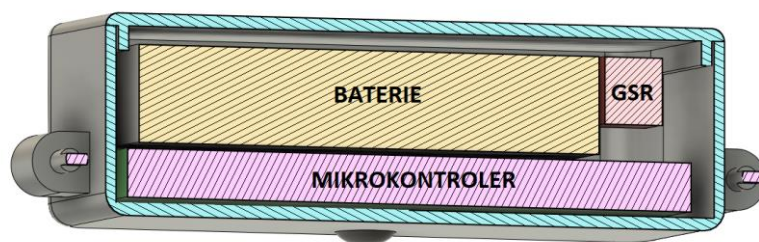
Náhled na krabičku na obrázku (Obrázek 4.17) je pohled z vrchu na otevřenou krabičku se znázorněnými funkčními bloky systému. Navrchu šedý kvádr znázorňuje baterii, červený kvádr znázorňuje desku plošných spojů pro senzor odporu kůže. Zelený kvádr na dně znázorňuje desku plošných spojů s řídicím obvodem a modulem Bluetooth Low Energy.



Obrázek 4.17: Krabička uvnitř (plná)
(Fusion360)

4.9.6 Krabička uvnitř (řez)

Na posledním náhledu na krabičku na obrázku (Obrázek 4.18) je řez, který lépe ukazuje umístění funkčních bloků a obvodů.



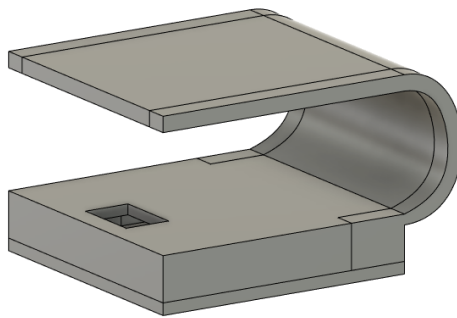
Obrázek 4.18: Krabička uvnitř (řez)
(Fusion360)

4.10 Návrh sponky na prst pro měřicí senzor MAX30105

Tato sponka na prst by měla vyhovovat pro měření ve spánku. Umožňuje snímat fotopletysmografickou křivku z prstu, takže dosáhneme vyšší přesnosti, než ze zápěstí. Je navržena pro jednoduché zakomponování desky plošných spojů pro měřicí senzor MAX30105.

4.10.1 Pohled na uzavřenou sponku pro MAX30105

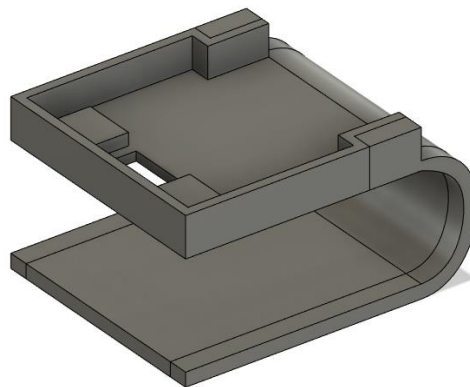
Na následujícím obrázku (Obrázek 4.19) je znázorněn model sponky, který se umístí na konec prstu a obsáhne celý článek prstu.



Obrázek 4.19: Sponka na prst pro MAX30105 (Fusion360)

4.10.2 Pohled na otevřenou sponku pro MAX30105

Na následujícím obrázku (Obrázek 4.19) je znázorněn stejný model sponky, ale otočený „vzhůru nohama“ a s otevřeným víčkem, kam se umístí deska plošných spojů pro senzor MAX30105.



Obrázek 4.20: Sponka na prst (otevřená) pro MAX30105 (Fusion360)

5 Ověření funkce

5.1 Odhad krevního tlaku

Použitím metody Analýzy pulsni vlny, kde se vyhodnocují parametry měřeného signálu a filtrací pomocí filtru s konečnou impulsní odezvou, lze dosáhnout uspokojivých výsledků. V tabulce (Tabulka 10) můžeme vidět odhad krevního tlaku při měření jednoho dobrovolníka. Kalibrace je prováděna s domácím tonometrem Omron HEM-403C. Po zadání kalibračního hodnot do rovnic (3.3) a (3.6).

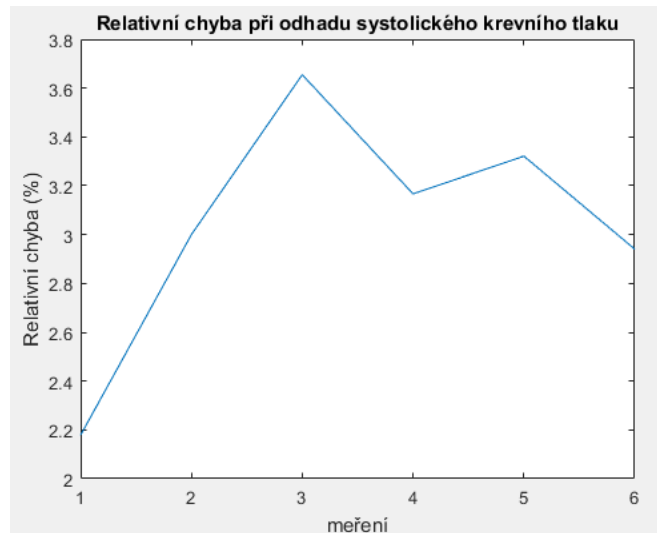
Tabulka 10: Porovnání odhadnutého a skutečného krevního tlaku

Měření	Zařízení diastolický čas (ms)	Zařízení systolická amplituda (mV)	Odhad systolického krevního tlaku (mmHg)	Odhad diastolického krevního tlaku (mmHg)	Tonometr systolický krevní tlak (mmHg)	Tonometr diastolický krevní tlak (mmHg)
1	574	338	132	85	138	84
2	497	353	140	86	138	84
3	566	365	133	87	138	84
4	598	356	130	86	138	84
5	533	359	136	86	138	84
6	606	352	129	86	138	84

Měření Tonometrem je kontrolní. Odhadované hodnoty krevního tlaku mohou být v rozptylu až 15 mmHg. Tato nepřesnost je způsobena vlivem okolního prostředí, pohybových artefaktů atd... Pro lepší představu relativní chyby měření uvádím grafy (Graf 5.1 a 5.2).

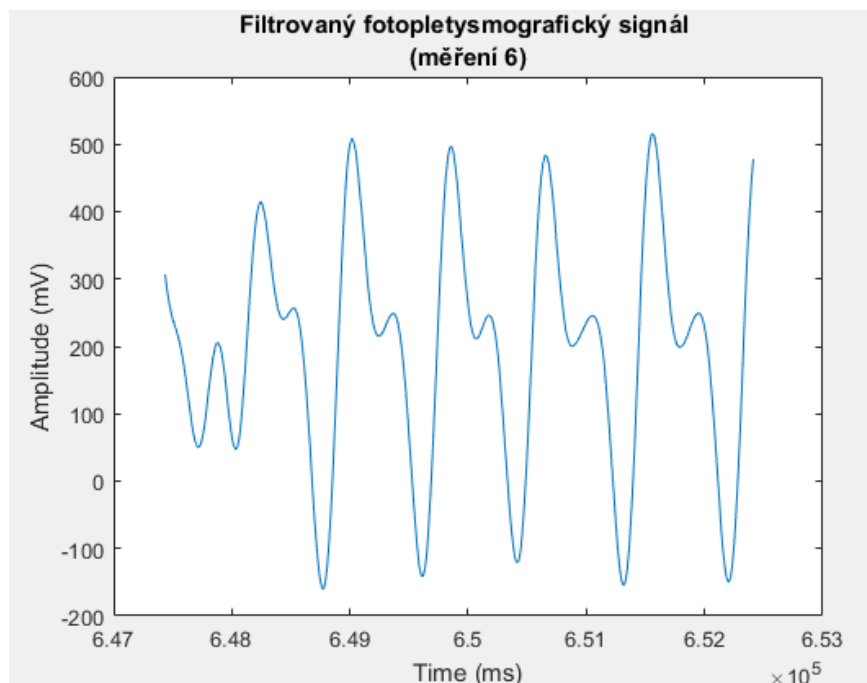


Graf 5.1: Relativní chyba odhadu systolického krevního tlaku



Graf 5.2: Relativní chyba odhadu diastolického krevního tlaku

Všechna měření probíhala v klidu po uplynutí pár minut po fyzické aktivitě. Při měření se dobrovolník nehýbal kvůli pohybovým artefaktům. Na ukázkou zde ještě uvádím graf (Graf 5.3) filtrované fotopletysmografické křivky z měření 6 v tabulce (Tabulka 10) ze které se vypočítávaly hodnoty diastolického času a systolické amplitudy a následně odhad krevního tlaku pomocí kalibrované rovnice.



Graf 5.3: Filtrovaný fotopletysmografický signál pro měření 6 z tabulky (Tabulka 10)

Uvedu zde ještě tabulky (Tabulka 11 a Tabulka 12) pro ukázkou odhadů krevního tlaku po různých aktivitách. Některé hodnoty odhadů krevního tlaku nemají pro porovnání hodnoty z tonometrů. Je to z důvodu nemožnosti měřit krevní tlak manžetovým tonometrem vícekrát za sebou v krátké době. Tímto důvodem může být např. zotavení cév, které jsou při měření deformovány. Doporučený časový rozestup mezi měřeními je stanoven na cca 5 minut.

Tabulka 11: Porovnání odhadnutého a skutečného krevního tlaku po aktivitě

aktivita	Odhad systolického krevního tlaku (mmHg)	Odhad diastolického krevního tlaku (mmHg)	Tonometr systolický krevní tlak (mmHg)	Tonometr diastolický krevní tlak (mmHg)
Ranní měření	145	83	149	84
Po fyzické aktivitě	166	82	Přes 170	92
Odpolední měření	146	82	142	83

Pro zajímavost byl měřen krevní tlak ihned po stresové situaci při hraní počítačové hry. Následně byl odhadován krevní tlak v průběhu následující jedné minuty.

Tabulka 12: Porovnání odhadnutého a skutečného krevního tlaku po hraní počítačové hry

aktivita	Odhad systolického krevního tlaku (mmHg)	Odhad diastolického krevního tlaku (mmHg)	Tonometr systolický krevní tlak (mmHg)	Tonometr diastolický krevní tlak (mmHg)
Hraní na počítači (po vypjaté situaci)	152	86	158	88
Uklidnění 1	143	85	/	/
Uklidnění 2	136	84	/	/

5.2 Měření pevného rezistoru pomocí RC článku

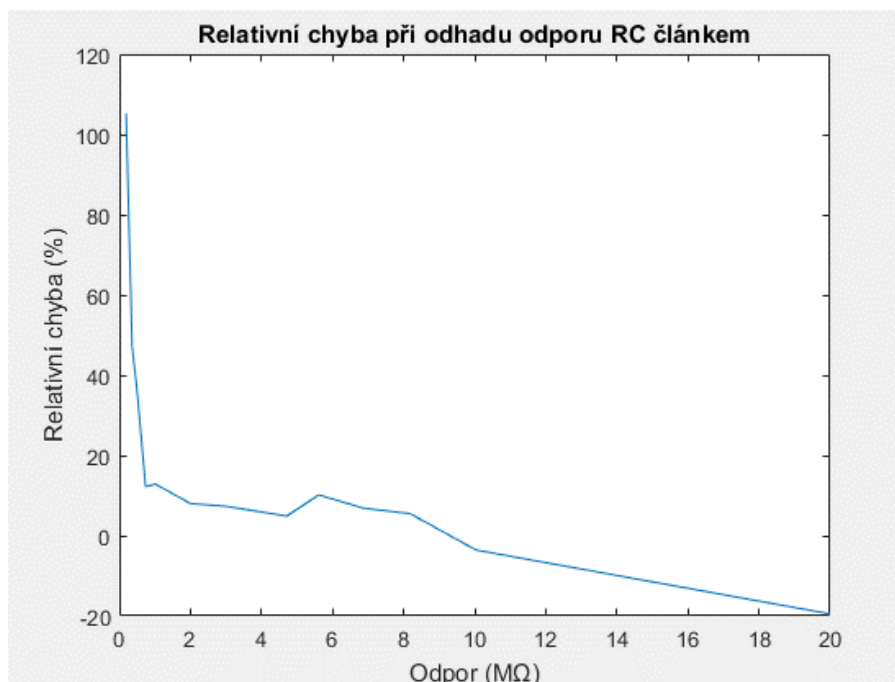
Pro ověření přesnosti měření odporu kůže byl proveden test měření pomocí několika hodnot reálných pevných rezistorů a multimetru. Nejdříve byl rezistor změřen multimetrem a následně byl připojen k měřicímu obvodu z kapitoly 3.6 Senzor galvanické kožní reakce.

V tabulce (Tabulka 13) jsou uvedena jednotlivá měření s výpočtem absolutní a relativní chyby. Na následujícím grafu (Graf 5.4) je znázorněna relativní chyba odhadu vůči naměřené hodnotě rezistoru multimetrem. Jak můžeme vidět, pro vyšší hodnoty odporů cca od jednotek $M\Omega$, se chyba odhadu snižuje. To je způsobeno vyšším časem potřebným pro nabití kondenzátoru. To mikrokontroleru umožní přesnější výpočet této doby. Pro nízké hodnoty odporu v řádu stovek $k\Omega$ je doba pro nabití kondenzátoru velmi malá a mikrokontroler není schopen tuto změnu poznat.

Tabulka 13: Porovnání naměřené a odhadnuté hodnoty rezistorů

RC ($M\Omega$)	multimetr ($M\Omega$)	Δ chyba ($M\Omega$)	δ chyba (%)
0,39	0,19	0,20	105,26
0,53	0,36	0,17	47,22
0,68	0,50	0,18	36,00
0,83	0,74	0,09	12,16
1,14	1,01	0,13	12,87
2,16	2,00	0,16	8,00
3,22	3,00	0,22	7,33
4,94	4,71	0,23	4,88
6,18	5,61	0,57	10,16
7,34	6,87	0,47	6,84
8,63	8,18	0,45	5,50
9,68	10,04	-0,36	-3,59
16,10	20,00	-3,90	-19,50

Na následujícím grafu (Graf 5.4) je vidět relativní chyba měřená pomocí metody časové konstanty RC obvodu s využitím pevných rezistorů, multimetru a vyvíjeného obvodu.



Graf 5.4: Relativní chyba odhadu odporu RC článkem

5.3 Měření odporu kůže pomocí RC článku

Pro ověření funkce odhadu kožního odporu pomocí RC článku je měřeno střídavě multimetrem i prověřovaným obvodem v téměř totožném časovém okamžiku. Výsledky měření jsou vidět v tabulce (Tabulka 14).

Tabulka 14: Porovnání naměřené a odhadnuté hodnoty kožního odporu

Měření	RC obvod (zápěstí)	Multimetr (zápěstí)
1	1240 kΩ	4300 kΩ
2	953 kΩ	4100 kΩ
3	1100 kΩ	4220 kΩ
4	1295 kΩ	4200 kΩ
5	1153 kΩ	4200 kΩ

6 Diskuse

Pro předzpracování signálu jsem váhal mezi hardwarovým řešením a softwarovým. Předzpracování pomocí operačních zesilovačů a filtračních obvodů by nezatěžovalo mikrokontroler, který by mohl využít výpočetní výkon pro jiné úkony. Rozhodl jsem se, že použiji softwarové řešení, které poskytuje volnost při sestavení frekvenční charakteristiky. Jinými slovy můžeme jednoduše změnit nastavení pásmové propusti, nebo vytvořit jakýkoliv jiný libovolný filtr, který v tu danou chvíli potřebujeme. Stačí pouze přepsat firmware zařízení. Kdybychom chtěli změnit frekvenční charakteristiku u hardwarového řešení, musíme vyrobit nový obvod, který bude složité implementovat do již hotového zařízení např. nebude dostatek místa pro nový obvod.

Nastavené koeficienty pro filtr s konečnou impulsní odezvou (FIR) jsou přizpůsobeny pro zpracování přímo na řídicí desce pomocí vybraného mikrokontroleru, a proto není dosaženo maximálních možných výsledků. Mikrokontroler svou rychlostí a pamětí plně postačuje s ohledem na výsledky při filtrování signálu popsanych v předešlých kapitolách.

Pokud bychom opticky porovnali naměřený signál vyvíjeným zařízením s lékařským měřícím přístrojem, zjistíme, že všechny důležité vlastnosti signálu a tvar jsou podobné. Řekl bych, že by se dal signál prohlásit za úspěšně filtrovaný. Je ale samozřejmostí, že se pacient při měření nebude hýbat, protože pohybové artefakty nejsou v této práci ošetřeny.

Právě ošetření pohybových artefaktů např. využitím dalších rozšiřovacích modulů gyroskopu a akcelerometru by mohlo být dalším vývojovým stupněm. Vyhodnocení signálu by bylo přesnější.

Další vývoj by tedy mohl pokračovat vylepšováním algoritmů a přizpůsobením pro běžné měření. V budoucnu by mohl posloužit jako kontrolní přístroj pro odhad tlaku u praktického lékaře. Je známo, že existuje mnoho lidí, kteří mají tzv. syndrom bílého pláště. Jejich krevní tlak v ordinaci pak neodpovídá reálnému tlaku změřenému např. v domácím prostředí. Pokud ale pacient neuvidí klasický tonometr, ale přiloží prst na optický senzor, nedojde k takové stresové situaci. Toto měření by mohlo být bráno v úvahu samozřejmě s doprovodným klasickým měřením krevního tlaku tonometrem.

Při detekci vrcholů jsem narazil na problém při automatickém nastavování prahové hodnoty s každým pulsem fotopletyšmografického signálu. Jelikož filtr s konečnou impulsní odezvou (FIR) je velice efektivní, je chybně detekováno lokální minimum v dikrotickém zářezu. Nastavení nové prahové hodnoty je chybně nastaveno na méně kroků. Toto způsobí, že jsou detekována všechna lokální maxima i minima a algoritmus pro extrakci klíčových parametrů ze signálu pracuje se špatnými daty. Tento problém jsem vyřešil nastavením pevné prahové hodnoty, protože se bude vyvíjené zařízení využívat hlavně při spánku, kde se tepová frekvence nebude měnit tak zásadně a rychle.

Problémem při záznamu fotopletyšmografické křivky neinvazivní metodou byla orientace signálu. Měření probíhá reflexní metodou, takže je signál obrácený. Na začátku vývoje algoritmu pro zpracování signálu jsem si tohoto nevšiml, ale paradoxně mi toto pomohlo při implementaci algoritmu pro detekci vrcholů ve fotopletyšmografickém signálu. Protože náběžná hrana fotopletyšmografického signálu nebyla systolická, mohl jsem přijít na chybu automatického určení prahové hodnoty.

Dále jsem implementoval algoritmus, který vyhodnocuje přítomnost měřícího zřízení na kůži. Využívám k tomu stejnosměrnou složku fotopletyšmografického signálu. Pokud je senzor přítomný na prstu, tak se rapidně zvýší stejnosměrná složka signálu, která je následně filtrována filtrem s konečnou impulsní odezvou (FIR), takže na výsledných grafech není vidět. Toto lze využít hlavně pro úsporu baterie.

Použitá metoda pro odhad krevního tlaku odpovídá v přípustných mezích reálné hodnotě krevního tlaku naměřeného pomocí klasického tonometru. Odhadnuté výsledky se mohou lišit od běžných reálných, protože v práci není využit kvalitní a certifikovaný měřící obvod, který měří fotopletyšmografický signál. Jsou zde přítomny i další okolní vlivy na měřící přístroj. Je ale vidět, že i zvolený senzor MAX30105 při využití správných filtrovacích metod a postupů je využitelný pro měření biologických signálů.

Odhad systolického krevního tlaku se podle měření z části ověření obvodu jeví jako přesnější než odhad diastolického krevního tlaku. Pro přesnější vyhodnocení odhadů by bylo nutné provést studii s několika skupinami lidí, která by určila vlastní regresivní rovnici pro přepočítání z naměřených dat, protože každá studie využívá jiný senzor pro měření fotopletyšmografické křivky. V této práci jsem využil strmosti přímků z rešeršní části přizpůsobených pro vyvíjené zařízení. Snažil se ověřit, zda tento postup vede k uspokojivému výsledku.

Metoda pro odhad kožního odporu, která vznikla jako nápad na pracovišti KIT FBMI se osvědčila pouze do jisté míry. Osvědčila se hlavně pro měření pevných rezistorů. Jelikož jsem nemohl testovat s přesným měřicím zařízením pro odpor kůže, nemohu porovnat, jestli naměřené hodnoty z obvodu RC článku pro odhad jsou v rozumných mezích.

Pokud za kůži dosadíme náhradní obvod, který mimo jiné obsahuje i kapacitu a problém se suchými elektrodami, tak měřící obvod časové konstanty RC obvodu nebude dosahovat velké přesnosti. Dále se odpor kůže velice nelineárně mění s použitým měřicím napětím. Čím menší měřící napětí použijeme, tím vyšší je hodnota měřeného kožního odporu. Tento jev si můžeme vyzkoušet za použití klasického multimetru.

Výpočty spotřeby baterie jednotlivými moduly byly naddimenzovány, protože z vlastní zkušenosti nechceme vědět maximální možné hodnoty výdrže na baterii, kterých většinou ani nedosáhneme. Z mého pohledu je lepší udat minimální, i když pouze teoretickou dobu výdrže na baterii, protože nechceme přijít o drahocenná data z důvodu předčasného vybití zařízení. S tím souvisí i proud procházející fotopletysmografickým senzorem MAX30105, který jsem stanovil na 30 mA. Tato hodnota je samozřejmě ve špičce a senzor používá pulsní režim pro LED diody, takže reálná spotřeba bude výrazně nižší.

Pro implementaci přepočtových rovnic jsem zvolil externí aplikaci. K tomuto účelu jsem naprogramoval vlastní android aplikaci, která umožní jednodušší nastavení a ukládání naměřených a odhadnutých dat. Pro toto řešení jsem se rozhodl z důvodu modulárnosti kódu. Vyvíjené zařízení posílá naměřená data namísto “nepřesných“ odhadů. Tím je poskytnuta možnost pro ostatní vývojáře aplikací. Ti by tak mohli vytvořit vlastní, nebo modifikovat aplikaci z této bakalářské práce, pro výpočet nebo odhad jiných parametrů z poskytovaných dat.

Pro přenos dat je využita technologie Bluetooth low energy, která je hojně využívána výrobci spotřební elektroniky. Největší podíl na využití budou tvořit chytré telefony. Tato technologie je jednoduchá na implementaci kódu a je zde s výhodou ukázána ve spolupráci s mobilní aplikací.

Modely pro krabičku nositelného zařízení jsou přizpůsobeny pro 3D tisk. Celkové zařízení nebylo zkompletováno z důvodu nouzového stavu České republiky z důvodu pandemie Corona viru Covid-19. Testování probíhalo pomocí modulů propojených pomocí datových a napájecích vodičů.

7 Závěr

V této bakalářské práci byla provedena rešerše metod pro měření a odhad krevního tlaku. Následně byla vybrána metoda, která splňuje požadavky na nositelné zařízení. Dále byla provedena rešerše pro metody měření kožního odporu.

Bakalářská práce obsahuje návrh a zapojení funkčního vzorku, který je schopen snímání fotopletysmografické křivky a kožního odporu. Pro testování rozsahu měřeného odporu byly využity pevné rezistory. Jak se ukázalo, obvod určený pro odhad kožního odporu fungoval spolehlivě právě při vyšších hodnotách rezistorů.

Frekvence a rozlišení byly zvoleny s ohledem na rešeršní část a přizpůsobeny potřebám pro spolehlivé zpracování pomocí 8bit mikrokontroleru.

Součástí práce byla i aplikace metody pro odhad krevního tlaku z naměřeného fotopletysmografického signálu a byla zkoumána přesnost pomocí porovnání hodnot z manžetového tonometru a vyvíjeného zařízení. Byla aplikována a využita i metoda pro odhad kožního odporu pomocí RC článku, která vznikla jako nápad na pracovišti KIT FBMI. Jednalo se o ověření, zda může být takový obvod využit pro měření odporu kůže.

Pro odesílání dat pro další zpracování byl vybrán Bluetooth low energy. Data jsou poskytována pomocí BLEuart jako řetězce. Pro další zpracování a grafické zobrazení dat byla naprogramována vlastní android aplikace, která je nad rámec bakalářské práce.

Na závěr byl v této bakalářské práci proveden návrh 3D modelů pro výrobu krabičky nositelného zařízení.

Z mého osobního pohledu jsem při bakalářské práci vycházel z veškerých možných dostupných zdrojů, snažil jsem se využít veškeré své zkušenosti nejen s programováním, ale i s navrhováním aplikací a zařízení. Snažil jsem se o to, aby nositelné zařízení bylo pro pacienta maximálně pohodlné, aby ho dokázal jednoduše obsluhovat. Získaná data pak mohou využít příslušní lékaři jako pomocný zdroj informací o pacientově zdravotním stavu.

Podle mého názoru byly cíle a zadání mé bakalářské práce splněny. Ve svém budoucím studiu bych na toto téma rád navázal výzkumem a dalším vývojem tohoto zařízení.

Všechny zdrojové kódy jsou součástí přílohy.

Seznam použité literatury

1. *Study on Techniques Involved in Tourniqueteless Blood Pressure Measurement Using PPG.* **Savkar, A, Khatate, P a Patil, C Y.** 2018. 2018 Second International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS). stránky 170-172.
2. *Development of a reflective PPG signal sensor.* **Peng, F, Wang, W a Liu, H.** 2014. 2014 7th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. stránky 612-616. 10.1109/BMEI.2014.7002847.
3. *Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present.* **Tamura, Toshiyo, a další.** 2, místo neznámé : Multidisciplinary Digital Publishing Institute, 23. 4 2014, Electronics, Sv. 3, stránky 282-302. 10.3390/electronics3020282.
4. **Foroozan, Foroohar, Mohan, Madhan a Wu, Jian.** *Robust Beat-To-Beat Detection Algorithm for Pulse Rate Variability Analysis from Wrist Photoplethysmography Signals.* 2018. stránky 2136-2140. 10.1109/ICASSP.2018.8462286.
5. *The mountaineer's method for peak detection in photoplethysmographic signals.* **Prada, Erick Javier Argüello.** 90, místo neznámé : Universidad de Antioquia, 2018, Revista Facultad de Ingenieria, Sv. 2018. 10.17533/udea.redin.n90a06.
6. *Estimation of Blood Pressure by Using Electrocardiogram (ECG) and Photo-Plethysmogram (PPG).* **Kumar, S a Ayub, S.** 2015. 2015 Fifth International Conference on Communication Systems and Network Technologies. stránky 521-524. 10.1109/CSNT.2015.99.
7. *Blood Pressure measurement from Photo-Plethysmography to Pulse Transit Time.* **Myint, C, a další.** 2014. 2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). stránky 496-501. 10.1109/IECBES.2014.7047550.
8. *Cuffless Systolic Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmography Signal.* **Chatterjee, A, Mitra, M a Pal, S.** 2019. 2019 International Conference on Computing, Power and Communication Technologies (GUCON). stránky 424-427. null.
9. *Continuous non-invasive blood pressure monitoring using photoplethysmography: A review.* **Nye, R, Zhang, Z a Fang, Q.** 2015. 2015 International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics (ISBB). stránky 176-179. 10.1109/ISBB.2015.7344952.
10. *Variance analysis of photoplethysmography for blood pressure measurement.* **Tjahjadi, H a Ramli, K.** 2017. 2017 4th International Conference on Electrical Engineering, Computer Science and Informatics (EECSI). stránky 1-4. 10.1109/EECSI.2017.8239092.

11. *Construction of Blood Pressure Monitor Using Photoplethysmography Calibrating with Upper-arm Blood Pressure Monitor.* **Apiwong-ngam, Nattapat, a další.** 1. 12 2018, Journal of Physics: Conference Series, Sv. 1144, str. 012152. 10.1088/1742-6596/1144/1/012152.
12. *What's Your Current Stress Level? Detection of Stress Patterns from GSR Sensor Data.* **Bakker, J, Pechenizkiy, M a Sidorova, N.** 2011. 2011 IEEE 11th International Conference on Data Mining Workshops. stránky 573-580. 10.1109/ICDMW.2011.178.
13. *A device for measuring skin resistance designed for emotional measurement.* **Xiao, S a Li, M.** 2017. 2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). stránky 1133-1138. 10.1109/SMC.2017.8122764.
14. *UStress: Understanding college student subjective stress using wrist-based passive sensing.* **Egilmez, B, a další.** 2017. 2017 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PerCom Workshops). stránky 673-678. 10.1109/PERCOMW.2017.7917644.
15. *Measurements of body impedance for ESD.* **Wu, Zhancheng, Huang, Jiusheng a Liu, Shanghe.** 1997. Proceedings Electrical Overstress/Electrostatic Discharge Symposium. stránky 132-134. 10.1109/EOSESD.1997.634235.
16. *Continuous monitoring of physiological parameters using smart sensors.* **Quazi, M T a Mukhopadhyay, S C.** 2011. 2011 Fifth International Conference on Sensing Technology. stránky 464-469. 10.1109/ICSensT.2011.6137022.
17. *Electrodermal activity measurements for detection of emotional arousal.* **Kołodziej, Marcin, a další.** 30. 9 2019, Bulletin of the Polish Academy of Sciences, Technical Sciences, Sv. 67, stránky 813-826. 10.24425/bpasts.2019.130190.
18. *A 2.6 μ W Monolithic CMOS Photoplethysmographic (PPG) Sensor Operating with 2 μ W LED Power for Continuous Health Monitoring.* **Caizzone, Antonino, Boukhayma, Assim a Enz, Christian.** 26. 9 2019, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 10.1109/TBCAS.2019.2944393.
19. **Jahoda, Philipp.** MPAndroidChart. *GitHub*. [Online] 2016. [Citace: 10. 5 2020.] <https://github.com/PhilJay/MPAndroidChart>.
20. **Adafruit.** PCB files for the Adafruit Feather 32u4 Bluefruit LE. *GitHub*. [Online] GitHub, 3. 7 2019. [Citace: 2. 5 2020.] <https://github.com/adafruit/Adafruit-Feather-32u4-Bluefruit-LE-PCB>.
21. **Opensensinglab.** Driver and Breakout for the MAX30105 Optical Air Particle Sensor. *GitHub*. [Online] GitHub, 5. 10 2016. [Citace: 2. 5 2020.] <https://github.com/opensensinglab/max30105>.

22. **Sparkfun.** An Arduino Library for the MAX3015 particle sensor and MAX30102 Pulse Ox sensor. *GitHub*. [Online] 24. 1 2019. [Citace: 16. 3 2020.] https://github.com/sparkfun/SparkFun_MAX3010x_Sensor_Library.

23. **LeemanGeophysicalLLC.** A flexible FIR filter for the Arduino or other CPP micro. *GitHub*. [Online] 16. 6 2017. [Citace: 16. 3 2020.] https://github.com/LeemanGeophysicalLLC/FIR_Filter_Arduino_Library.

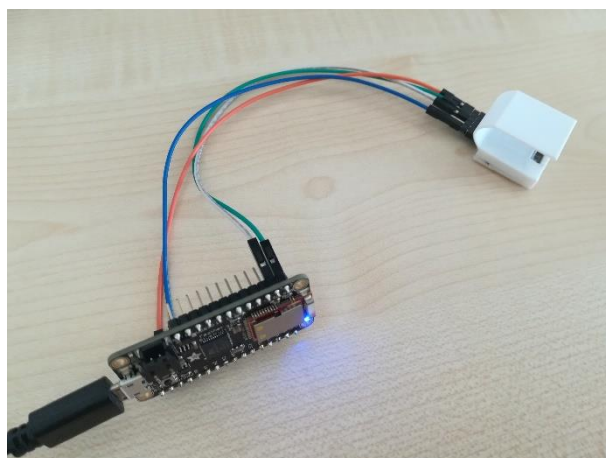
24. **Rocketscream.** Low Power Library for Arduino. *GitHub*. [Online] 21. 1 2020. [Citace: 8. 4 2020.] <https://github.com/rocketscream/Low-Power>.

25. **Cook, Jeremy S.** Arduino Sleep Mode for Power Savings. *Arrow*. [Online] 2. 12 2019. [Citace: 16. 5 2020.] <https://www.arrow.com/en/research-and-events/articles/arduino-sleep-mode-for-power-savings>.

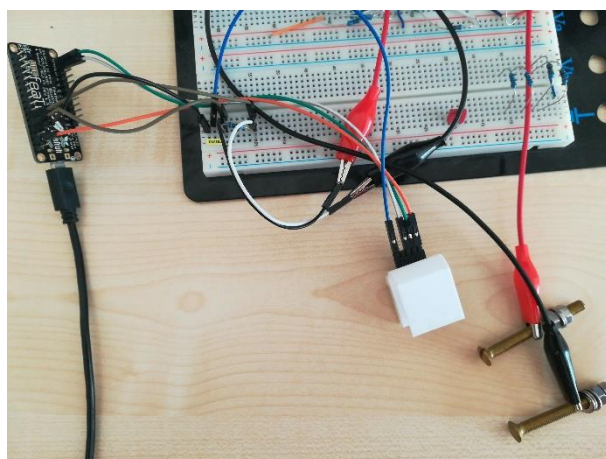
26. **Townsend, Kevin.** Introducing the Adafruit Bluefruit LE UART Friend. *Learn adafruit*. [Online] Adafruit, 1. 5 2015. [Citace: 16. 5 2020.] <https://learn.adafruit.com/introducing-the-adafruit-bluefruit-le-uart-friend/current-measurements>.

27. **Isza, Peter.** *FIR výpočetní webová aplikace*. [aplikace] místo neznámé : Peter Isza, 2011.

Příloha A: Fotografie z vývoje zařízení



Vývoj fotopletysmografického senzoru a implementace algoritmu pro odhad krevního tlaku



Vývoj senzoru kožní reakce



Ukázka vyrobené krabičky pomocí 3D tisku

Příloha B: Obsah přiloženého CD

- Klíčová slova
- Abstrakt česky
- Abstrakt anglicky
- Naskenované zadání bakalářské práce
- Kompletní bakalářská práce
- Zip soubor s přílohami (strukturovanými do adresářů)
 - Firmware zařízení
 - Zdrojové kódy mobilní aplikace
 - 3D modely
 - Eagle soubory schémat a tištěných spojů