

Diplomová práce



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

**F3**

Fakulta elektrotechnická

**Pulsní oxymetr**

**Bc. Martin Novotný**

Školitel: Ing. Pavel Bezpalec PhD., Asst. Prof. Dr. Grega Jakus  
Leden 2017



České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta elektrotechnická

katedra telekomunikační techniky

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. Martin Novotný**

Studijní program: Komunikace, multimédia a elektronika  
Obor: Sítě elektronických komunikací

Název tématu: **Pulsní oxymetr**

Pokyny pro vypracování:

Navrhňte a následně realizujte pulsní oxymetr komunikující s mobilním telefonem prostřednictvím technologie Bluetooth (BT). Dále vytvořte aplikaci pro operační systém Android spravující data z oxymetru.

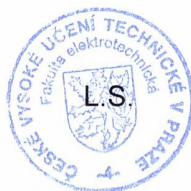
Seznam odborné literatury:

- [1] Webster, J. G.: *Design of Pulse Oximeters*. Vydavatelství IOP Publishing Ltd. 1997, Hardcover. ISBN 0-7503-0467-7.
- [2] Nellcor: *Pulse Oxymetry in Depth*. EBME Biomedical Engineering, 2009. [cit. 2015-11-27]. Dostupný na <http://www.ebme.co.uk/arts/nellcor3.htm> [on-line].

Vedoucí: Ing. Pavel Bezpalec, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2016/2017

prof. Ing. Boris Simák, CSc.  
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
děkan

V Praze dne 21. 12. 2015



## Poděkování

Tímto bych rád poděkoval Ing. Pavlu Bezpalcovi PhD. za cenné rady a pomoc při vypracování této diplomové práce. Dále bych rád poděkoval Asst. Prof. Dr. Grega Jakusa z University of Ljubljana za podporu a pomoc s vývojem mobilní aplikace v rámci programu Erasmus+.

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem zadanou diplomovou práci zpracoval sám s přispěním vedoucího práce a konzultanta a používal jsem pouze literaturu v práci uvedenou. Dále prohlašuji, že nemám námitek proti půjčování nebo zveřejňování mé diplomové práce nebo její části se souhlasem katedry.

## Abstrakt

Projekt Bluetooth pulsního oxymetru se zaměřuje na vývoj hardwarového modulu bezdrátového pulsního oxymetru. Projekt si dále klade za cíl vytvoření jednoduché mobilní aplikace pro správu dat z hardwarového zařízení.

**Klíčová slova:** pulsní oxymetr, bluetooth, biomedicína, oxymetrie, HM-10, max30100, ble, bluetooth low energy

**Školitel:** Ing. Pavel Bezpalec PhD.,  
Asst. Prof. Dr. Grega Jakus

## Abstract

The Bluetooth pulse oximeter project focuses on developing hardware of wireless pulse oximeter module. Other target of this project is to create simple mobile application to manage and show data from the hardware module.

**Keywords:** pulse oximeter, bluetooth, oximetry, biomedicine, HM-10, max30100, ble, bluetooth low energy

# Obsah

<b>1 Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2 Oxymetrie</b>	<b>3</b>
<b>3 Hardwarové komponenty</b>	<b>7</b>
3.1 LED ovladač .....	7
3.1.1 Řízení výkonu LED pomocí DA převodníku .....	7
3.1.2 PWM regulátor .....	8
3.2 Fotodetektor .....	9
3.2.1 Fotodioda .....	10
3.2.2 Fototranzistor .....	10
3.3 Analogové předzpracování signálu	11
3.3.1 Převodník proud- napětí .....	11
3.3.2 Rozdílový zesilovač .....	12
3.3.3 Filtrace okolního osvětlení .....	13
3.3.4 Invertující zesilovač .....	19
3.3.5 Napěťový sledovač .....	19
3.3.6 Neinvertující zesilovač .....	20
3.4 Mikroprocesor .....	21
3.4.1 Microchip 16F1826 .....	21
3.5 Bluetooth modul .....	23
3.5.1 HM-10 .....	23
3.6 Obvod MAX30100 .....	24
<b>4 Bezdrátový přenos</b>	<b>27</b>
4.1 Bluetooth v4.0 .....	27
4.2 Bluetooth Low Energy .....	28
4.2.1 Komunikační protokol .....	30
<b>5 Softwarové řešení</b>	<b>33</b>
5.1 Mikroprocesor .....	33
5.1.1 Průběh hlavní smyčky .....	34
5.1.2 Přerušení .....	36
5.2 Mobilní aplikace .....	41
5.2.1 DeviceActivity .....	42
5.2.2 DeviceActivity .....	43
5.2.3 Uživatelské rozhraní .....	49
<b>6 Praktické realizace</b>	<b>51</b>
6.1 Varianta A1 .....	51
6.1.1 LED ovladač .....	52
6.2 Varianta A2 .....	53
6.3 Varianta B .....	54
<b>7 Závěr</b>	<b>57</b>
<b>Literatura</b>	<b>59</b>
<b>A Schéma varianty A1</b>	<b>61</b>
<b>B Schéma varianty A2</b>	<b>63</b>

## Obrázky

1.1	Obecné schéma hardwaru . . . . .	1	5.8	MainActivity (vlevo) a DeviceActivity (vpravp) . . . . .	50
2.1	Závislost molárního extinčního koeficientu na vlnové délce [8] . . . . .	4	6.1	Blokové schéma varianty A1 . . . . .	51
2.2	Uspořádání prstového snímače (transmisní i reflexní) [10] . . . . .	5	6.2	Blokové schéma varianty A2 . . . . .	53
3.1	LED ovladač s NPN tranzistorem a DA převodníkem [6], upraveno . . . . .	8	6.3	Blokové schéma varianty B . . . . .	54
3.2	LED ovladač s PWM regulátorem	8			
3.3	Graf závislosti šířky pulsu na proudu diodou . . . . .	9			
3.4	VA charakteristika fotodiody pro různá osvětlení . . . . .	10			
3.5	Převodník proud- napětí . . . . .	11			
3.6	Dvojitý převodník proud- napětí	11			
3.7	Rozdílový zesilovač . . . . .	12			
3.8	CR článek . . . . .	13			
3.9	Blokové schéma obvodu pro filtraci okolního osvětlení s obvodem Sample-Hold . . . . .	16			
3.10	Obvod pro potlačení okolního osvětlení s FET tranzistorem a RC článkem [8] . . . . .	17			
3.11	Grafy s výsledky simulace . . . . .	18			
3.12	Invertující zesilovač . . . . .	19			
3.13	Neinvertující zesilovač . . . . .	20			
3.14	Neinvertující zesilovač . . . . .	20			
3.15	Microchip 16F1826 [1] . . . . .	21			
3.16	HM-10 [12] . . . . .	23			
3.17	Blokové schéma obvodu MAX30100 [11] . . . . .	25			
4.1	Porovnání BLE, klasického Bluetooth a duálních zařízení [9] . .	28			
5.1	Průběh hlavní smyčky . . . . .	34			
5.2	Průběh přerušení . . . . .	37			
5.3	Blok příjem . . . . .	38			
5.4	Blok kalibrace pro infračervenou diodu . . . . .	38			
5.5	Blok AD převodu pro detekci na hraně CR článku . . . . .	40			
5.6	Blokové schéma DeviceActivity; redukováno . . . . .	42			
5.7	Vývojový diagram měřící rutiny	46			



## Tabulky

3.1 Závislost šířky pulsu na proudu diodou .....	9
3.2 Doba nabíjení kapacitoru .....	16
3.3 Možná konfigurace vývodů .....	22
3.4 Výpis AT příkazů modulu HM-10	24
4.1 Formát paketu pro směr server-klient .....	30
4.2 Tabulka stavových informací ve směru server-klient .....	30
4.3 Tabulka požadavků ve směru klient-server .....	31
5.1 Stav proměnné sleepstat .....	34
5.2 Parametry kalibrace výkonu červené diody .....	39
5.3 Parametry kalibrace výkonu infračervené diody .....	39

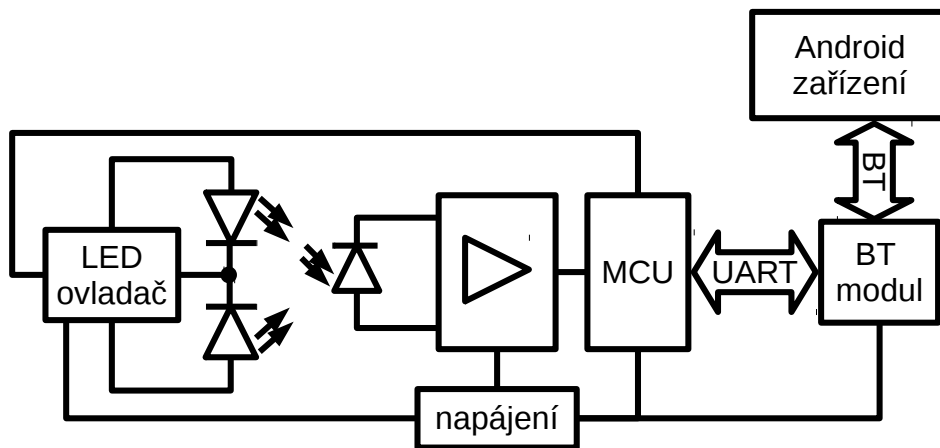


# Kapitola 1

## Úvod

Cílem projektu je vytvořit Bluetooth pulsní oxymetr – přístroj na měření kyslíkové saturace v periferní krvi. Tyto přístroje obvykle dále umožňují měření pulsu pacienta a zobrazení pletysomografické křivky. Výsledný výrobek se skládá ze dvou hlavních částí:

- hardware – bateriově napájený prototyp schopný zaznamenávat PPG křivku v červeném a infračerveném spektru, disponující Bluetooth konektivitou pro odesílání naměřených dat
- software – aplikace pro systém Android pro zobrazení a zpracování dat (výpočet tepové frekvence, kyslíkové saturace, zobrazení PPG křivky/křivek aj.)



Obrázek 1.1: Obecné schéma hardwaru

Z hlediska hardwaru je nutné zvolit vhodný fotodetektor pro optoelektrický převod a provést analogové předzpracování signálu včetně eliminace okolního osvětlení. Dále je potřeba zvolit vhodný mikroprocesor pro řízení veškerých periférií, AD převod signálu a jeho zpracování; z hlediska komunikace s mobilním zařízením je nutné zvolit vhodný Bluetooth modul. Je také nutné navrhnout vhodný LED ovladač s možností spínání a řízení výkonu příslušných LED diod.

Software může být rozdělen do dvou částí - firmware použitého mikroprocesoru a vlastní mobilní aplikace. Mikroprocesor jednak řídí spínání LED v pravidelných intervalech, řízení jejich výkonu v sepnutém stavu, provádí AD převod v době sepnutí, vysílá a přijímá data do/z Bluetooth modulu. Mobilní aplikace má v první řadě za úkol vypsat dostupná zařízení v okolí, připojit se ke zvolenému zařízení a komunikovat s mikroprocesorem prostřednictvím Bluetooth konektivity (příjem dat a vysílání pokynů), filtraci dat, jejich zpracování a zobrazení.

Veškeré návrhy je vhodné provádět s ohledem na nízkou energetickou náročnost a nižší napájecí napětí pro otevření možnosti využití bateriového napájení.

## Kapitola 2

### Oxymetrie

Oxymetrie je v širším slova smyslu disciplína zabývající se měřením kyslíkové saturace krve. Tato veličina je definována jako:

$$SxO_2 = \frac{c_{\text{HbO}_2}}{\sum c_{\text{Hb}}}$$

jde tedy o podíl koncentrace oxyhemoglobinu a sumy koncentrace všech forem hemoglobinu (redukovaný hemoglobin, oxyhemoglobin, karboxyhemoglobin a methemoglobin). Vzhledem k faktu, že převážnou část hemoglobinu v krvi tvoří oxyhemoglobin (obvykle přes 90%) a redukovaný hemoglobin, jsou koncentrace ostatních forem zanedbatelné, s výhodou se tedy využívá následující definice [8][7]:

$$SxO_2 = \frac{c_{\text{HbO}_2}}{c_{\text{HbO}_2} + c_{\text{RHb}}}$$

Písmeno  $x$  je svázáno s místem měření, respektive druhem krve místem procházející:

- $SpO_2$  – periferní krev, měření na kapilárách, neinvazivní
- $SvO_2$  – venózní krev (smíšená žilní krev), invazivní
- $SaO_2$  – ateriální krev, invazivní.

Absorbance roztoku  $A$  je dle Lambert-Beerova zákona dána součinem molárního extinkčního koeficientu  $\varepsilon$ , molární koncentrace  $c$  a vzdáleností uraženou zářením v roztoku  $l$ :

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l. \quad [8]$$

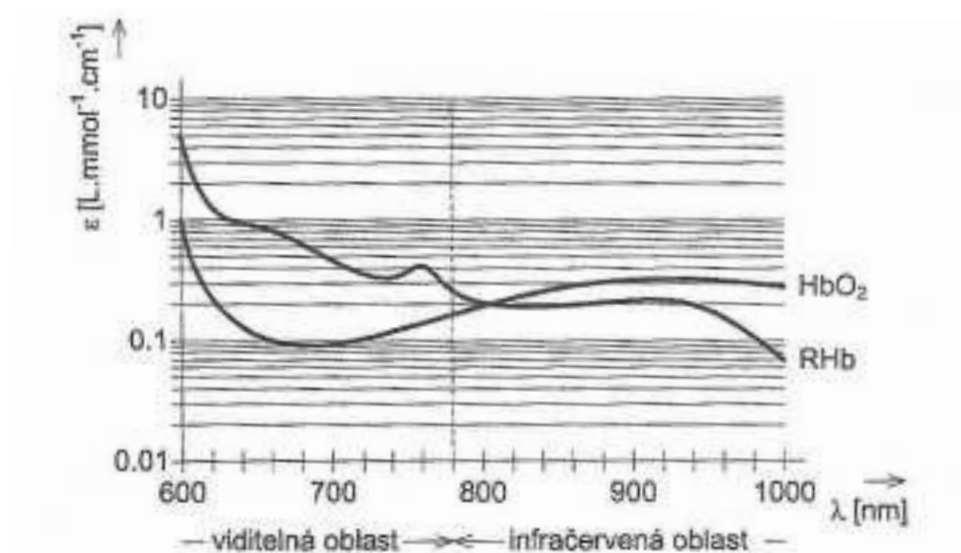
V souvislosti s poklesem intenzity záření je definován jako záporně vzatý logaritmus podílu intenzity vystupujícího a vstupujícího záření:

$$A = -\ln \frac{I_{\text{out}}}{I_{\text{in}}}$$

Důsledkem tohoto zákona je exponenciální pokles intenzity záření v závislosti na délce a molární koncentraci:

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}} \cdot e^{-A}$$

Molární extinční koeficient je závislý na spektrálních vlastnostech roztoku, jeho závislost je znázorněna na následujícím obrázku (pro oxyhemoglobin a redukovaný hemoglobin).



**Obrázek 2.1:** Závislost molárního extinčního koeficientu na vlnové délce [8]

Při měření na jedné vlnové délce získáme absorbanci danou součtem absorbcí oxyhemoglobinu a redukovaného hemoglobinu:

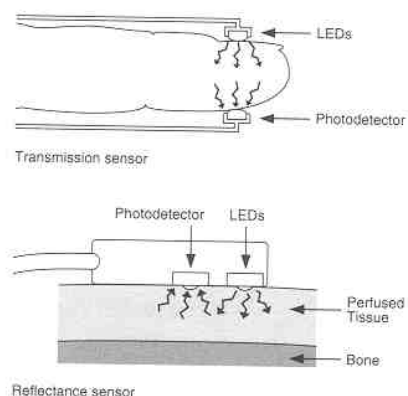
$$A(\lambda) = \varepsilon_{\text{HbO}_2}(\lambda) \cdot c_{\text{HbO}_2} \cdot l + \varepsilon_{\text{RHb}}(\lambda) \cdot c_{\text{RHb}} \cdot l$$

pro získání dvou rovnic o dvou neznámých  $c_{\text{HbO}_2}$  a  $c_{\text{RHb}}$  potřebujeme tedy měřit absorbanci na dvou vlnových délkách:

$$A(\lambda_1) = \varepsilon_{\text{HbO}_2}(\lambda_1) \cdot c_{\text{HbO}_2} \cdot l + \varepsilon_{\text{RHb}}(\lambda_1) \cdot c_{\text{RHb}} \cdot l$$

$$A(\lambda_2) = \varepsilon_{\text{HbO}_2}(\lambda_2) \cdot c_{\text{HbO}_2} \cdot l + \varepsilon_{\text{RHb}}(\lambda_2) \cdot c_{\text{RHb}} \cdot l$$

Tyto dvě vlnové délky se s výhodou volí v oblasti červeného a infračerveného světla v dostatečné vzdálenosti styku obou křivek (přibližně 800 nm) s ohledem na šířku spektra – obvykle je využívána červená dioda (660 nm) a infračervená dioda (950 nm).



**Obrázek 2.2:** Uspořádání prstového snímače (transmisní i reflexní) [10]

Prosvícením dobře prokrvené tkáně lze detekovat pulsativní charakter absorpance v rytmu srdečních stahů, tato složka absorpance je ovšem dána změnou objemu krve v tkáni (tj. mění se  $l$ ), avšak v jeden časový okamžik můžeme považovat tento objem za konstantní. Známe-li maximální hodnoty a minimální hodnoty absorpance pro obě záření, lze stanovit jejich poměr:

$$R' = \frac{AC_R}{AC_{IR}}$$

Pomocí tohoto poměru lze dle empiricky zjištěné závislosti stanovit kyslíkovou saturaci. S ohledem na zjednodušení návrhu je vhodnější pracovat s modifikovaným poměrem:

$$R = \frac{\frac{AC_R}{DC_R}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (2.1)$$

Toto řešení vylučuje závislost empirické převodní křivky na:

- spektrálních vlastnostech fotodiody (je-li fotodioda  $k$ -krát více citlivá v IR oblasti, bude  $k$ -krát větší AC i DC složka v IR oblasti)
- intenzitě záření diod (bude-li intenzita vyzářená červenou diodou  $k$ -krát větší, bude  $k$ -krát větší AC i DC složka pro červenou diodu)

Empiricky zjištěná závislost  $SpO_2$  na poměru  $R$  může být v nejjednodušším případě aproximována lineární funkcí:

$$SpO_2 = 110 - 25 \cdot R \quad (2.2)$$

Čili pro úplné nasycení krve kyslíkem – 100% je  $R = 0,4$  a zvýšení  $R$  o 0,04 znamená snížení  $SpO_2$  o 1%.





## Kapitola 3

### Hardwarové komponenty

Kapitola se zabývá jednotlivými hardwarovými komponentami, které mohou být nápomocné při řešení daného problému. Lze je rozdělit do několika sekcí:

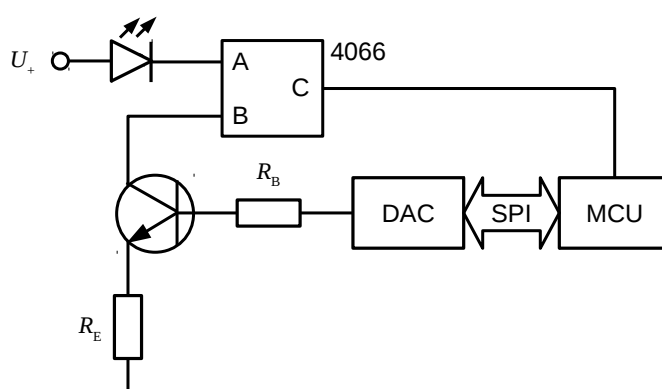
- LED ovladač pro regulaci intenzity záření infračervené a červené diody
- fotodetektor pro optoelektrickou přeměnu
- analogové předzpracování signálu
- mikroprocesor pro digitalizaci signálu a komunikaci s ostatními periferiemi
- Bluetooth Low Energy modul pro komunikaci s mobilním zařízením

#### 3.1 LED ovladač

Vzhledem k faktu, že absorpance záření může být velmi různá v závislosti na umístění senzrou uživatelem a vlastnostech prosvicované tkáně (tloušťka tkáně, míra zastínění kostí, míra rozptylu aj.) a faktu, že je nutné zajistit, aby užitečný signál byl v příslušných mezích (daných napájecím napětím, rozsahem AD převodníku aj.), je nutné regulovat výkon vyzářený LED diodami.

##### 3.1.1 Řízení výkonu LED pomocí DA převodníku

Pro účely řízení výkonu LED diod je v tomto případě využito zapojení s DA převodníkem, který reguluje proud do báze tranzistoru. Vzhledem k rychlosti nastavování DA převodníku, není možné jednotlivé kanály vypínat a zapínat pomocí DA převodníku. K tomuto účelu byl zvolen obvod 4066, který je řízen mikroprocesorem a v případě logické 1 na svém vstupu, je LED dioda uzemněna přes tranzistor a emitorový rezistor.



Obrázek 3.1: LED ovladač s NPN tranzistorem a DA převodníkem [6], upraveno

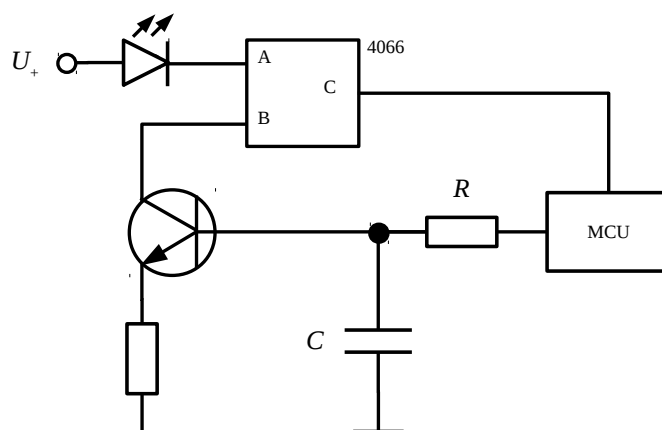
### 3.1.2 PWM regulátor

Vzhledem k vysoké ceně DA převodníku je navrženo využít ekonomičtější varianty s pomocí PWM regulátoru. PWM regulátor má za úkol nahradit DA převodník - v tomto případě je využíváno stejnosměrné složky na výstupu pulsně šířkového modulátoru, která je úměrná střídě pulsů. Detekce stejnosměrné složky může být realizována pomocí dolní propusti.

Zvolením RC článku jakožto dolní propusti je nutné vzít v úvahu, následující fakta:

- reakce na změnu střídy není okamžitá, se zvyšující se konstantou  $\tau$  se zvyšuje
- zvlnění výstupního signálu při konstantní střídě pulsů je nenulové, se zvyšující se konstantou  $\tau$  se snižuje
- míra zvlnění závisí na frekvenci pulsů, se zvyšující se frekvencí se snižuje

Jako startovní bod lze vzít zvolení frekvence pulsů a poté určit kompromis mezi mírou zvlnění a rychlostí reakce na změnu střídy.

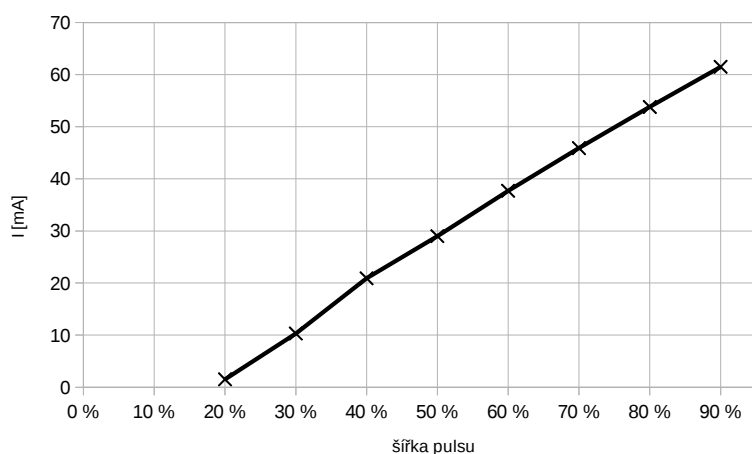


Obrázek 3.2: LED ovladač s PWM regulátorem

Byla provedena simulace daného řešení. Frekvence pulsů byla zvolena 100 kHz, šířka pulsu byla měněna od 20% do 90% periody s krokem 10%. Byl především sledován proud diodou v závislosti na střídě pulsů. Hodnoty  $R = 2,7 \text{ k}\Omega$  a  $C = 1 \text{ }\mu\text{F}$ . Výsledky simulace lze shrnout do následující tabulky:

šířka pulsu	proud diodou [mA]
20%	1,5
30%	10,3
40%	20,9
50%	29,0
60%	37,7
70%	45,9
80%	53,8
90%	61,5

**Tabulka 3.1:** Závislost šířky pulsu na proudu diodou



**Obrázek 3.3:** Graf závislosti šířky pulsu na proudu diodou

Nejvyšší míry zvlnění bylo dosaženo v oblasti šířky pulsu 70% periody, kde zvlnění dosahovalo hodnoty 1,73 mA (tj. cca 3,8%).

V oblasti šířky pulsu 20 až 90% je závislost téměř lineární a umožňuje v dané konfiguraci měnit proud diodou od 1,5 mA do 61,5 mA s úměrou přibližně 0,86 mA/%. Pro 4 bitovou PWM by tedy bylo možné nastavit 13 použitelných stavů s krokem 5,36 mA, což je srovnatelné s možností regulace u obvodu MAX30100.

## 3.2 Fotodetektor

Pro převod intenzity záření na elektrickou veličinu je nutné zvolit vhodný fotodetektor. Při volbě fotodetektoru existují prakticky dvě možnosti: fotodioda a fototranzistor.

### 3.2.1 Fotodioda

Fotodioda má při nulovém osvětlení VA charakteristiku podobnou usměrňovací diodě. Při nenulovém osvětlení se tato charakteristika posouvá po proudové ose, přičemž je tento posun záporný.

Nechť VA charakteristika fotodiody za tmy je dána funkcí:

$$I = f(U)$$

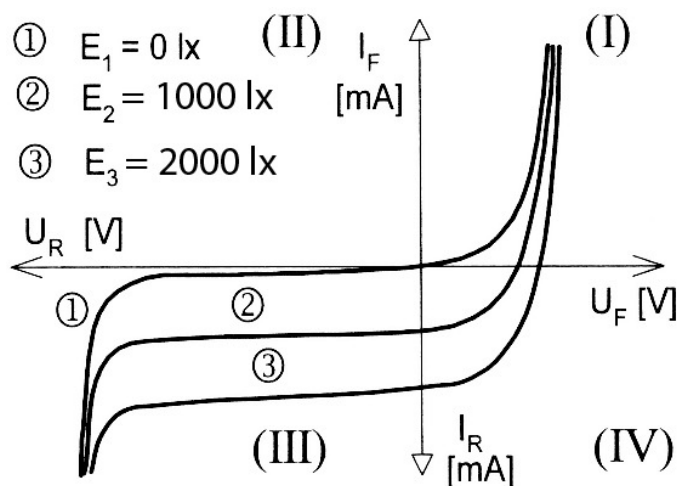
pak při osvětlení  $E$  je tato závislost posunuta:

$$I = f(U) - k \cdot E; k > 0$$

Bude-li udržováno nulové napětí na fotodiodě, pak proud fotodiodou bude pouze funkcí osvětlení:

$$I(E) = f(0) - k \cdot E = -k \cdot E$$

čili proud fotodiodou bude přímo úměrný osvětlení.



Obrázek 3.4: VA charakteristika fotodiody pro různá osvětlení

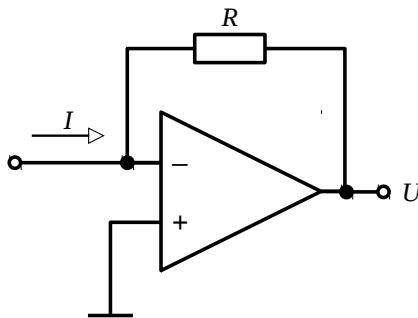
### 3.2.2 Fototranzistor

Fototranzistor se vyznačuje vyšší citlivostí než fotodioda. Jeho funkci lze popsat podobně jako funkci klasického bipolárního tranzistoru, přičemž proud bázi je nahrazen mírou osvětlení. Je tedy nutné určit pracovní bod pomocí rezistoru, proud za temna je nenulový, což by znamenalo komplikovanější obvodové řešení. Jako fotodetektor tedy byla zvolena fotodioda. [7] [8]

## 3.3 Analogové předzpracování signálu

### 3.3.1 Převodník proud-napětí

Jak již bylo řečeno v minulé kapitole, je nutné měřit proud procházející fotodiodou. K tomuto účelu je vhodné využít převodníku proud-napětí v zapojení s operačním zesilovačem. Toto zapojení se skládá z operačního zesilovače se zápornou zpětnou vazbou v podobě rezistoru, na neinvertující vstup je přivedena zem.



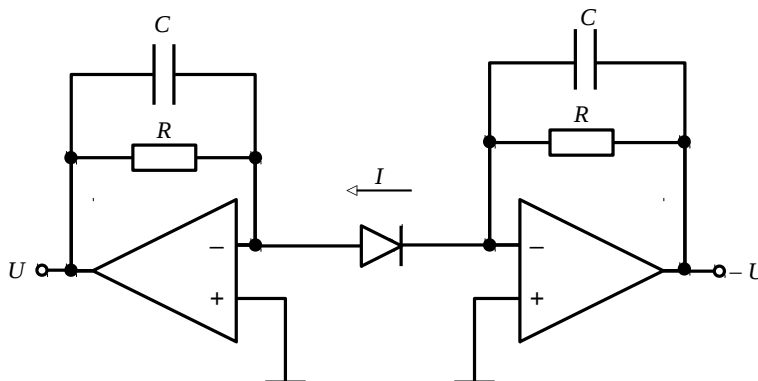
Obrázek 3.5: Převodník proud-napětí

Napětí na výstupu je pak dáno:

$$U = I \cdot R$$

Vzhledem k faktu, že lze měřit oba směry proudu fotodiodou, je možné využít dvou převodníků proud-napětí, v nichž fotodioda bude připojena k virtuálním zemím ( $U/2$ ). Tyto dva signály je pak vhodné připojit do rozdílového zesilovače, čímž bude potlačen souhlasný proud naindukovaný do obou zesilovačů. Proud na výstupech bude pro nízkofrekvenční signály:

$$U_{o1,2} = \frac{U}{2} \pm I_D \cdot R \quad (3.1)$$



Obrázek 3.6: Dvojitý převodník proud-napětí

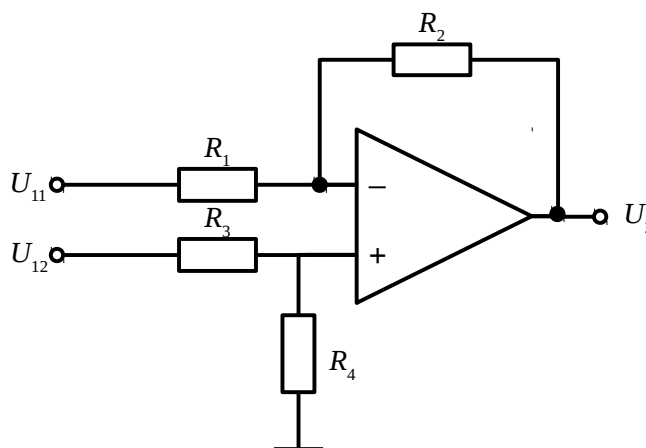
Kapacitory v záporné zpětné vazbě mají za úkol odfiltrovat vysokofrekvenční složky. Reaktance kapacitoru je nepřímo úměrná frekvenci – pro vysoké frekvence se reaktance kapacitoru blíží nule a tedy příspěvek k napětí se také blíží nule.

### 3.3.2 Rozdílový zesilovač

Jak již bylo řečeno v předchozí kapitole, je vhodné využít rozdílového zesilovače. Jsou-li na výstupech napětí dle (3.1), pak je rozdíl napětí:

$$U_r = U_{o1} - U_{o2} = \frac{U}{2} + I_D \cdot R - \left( \frac{U}{2} - I_D \cdot R \right) = 2 \cdot I_D \cdot R$$

Rozdílový zesilovač lze zapojit pomocí jednoho operačního zesilovače a čtyřech rezistorů:



Obrázek 3.7: Rozdílový zesilovač

Pokusme se nyní analyzovat tento obvod. Zesílení invertující větve je dáno podobně jako u invertujícího zesilovače:

$$A_- = \frac{-R_2}{R_1}; \text{ pro } U_{12} = 0V$$

Zesílení neinvertující větve lze vypočítat z předpokladu, že mezi svorkou + a - je nulové napětí a za podmínky, že  $U_{11} = 0V$ :

$$U_+ = U_{12} \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4}$$

$$U_- = U_2 \cdot \frac{R_1}{R_1 + R_2}$$

tato napětí jsou si rovna, po úpravě:

$$A_+ = \frac{U_2}{U_{12}} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4}; \text{ pro } U_{11} = 0V$$

Napětí na výstupu rozdílového zesilovače je dáno oběmi větvemi:

$$U_2 = A_+ \cdot U_{11} + A_- \cdot U_{12} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4} \cdot U_{11} - \frac{R_2}{R_1} \cdot U_{12}$$

Pokud si budou všechny rezistory rovny, získáme:

$$U_2 = U_{11} - U_{12}$$

Vhodnou volbou směru  $I_D$  (polarizace diody, tento problém je možné řešit i výměnou vstupů rozdílového zesilovače) a využitím virtuální země na polovině napájecího napětí je možné vyhnout se potřebě negativního napětí.

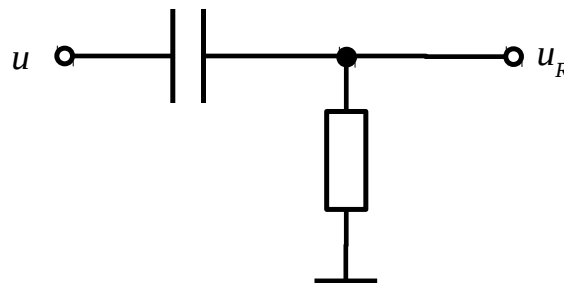
### 3.3.3 Filtrace okolního osvětlení

Okolní osvětlení je při praktické realizaci všudypřítomné. Ve výsledném výrobku by mělo být detekováno v okamžiku, kdy nesvítí žádná z diod a na fotodiodu dopadá jen toto okolní osvětlení.

Nejjednodušší možností je provádět AD převod i v době, kdy nesvítí žádná z diod a tuto hodnotu poté odečítat od příslušných křivek. Tento způsob má tu nevýhodu, že není možné užitečný signál dostatečně zesílit a bude více zarušený kvantizačním šumem.

### CR článek

Pro účely filtrace okolního osvětlení ale i další účely je možné využít CR článek jakožto horní propusti [6].



Obrázek 3.8: CR článek

Proud kapacitorem a rezistorem je stejný:

$$i_C = i_R \Rightarrow C \cdot u'_C(t) = \frac{u_R(t)}{R}$$

napětí na rezistoru je dáno rozdílem vstupního napětí a napětí na kapacitoru:

$$C \cdot u'_C(t) = \frac{u(t) - u_C(t)}{R}$$

při použití substituce  $\tau = R \cdot C$  a následné úpravě získáme diferenciální rovnici:

$$u_C(t) + \tau \cdot u'_C(t) = u(t)$$

Homogenní řešení získáme řešením rovnice:

$$\begin{aligned} u_{\text{Ch}} + \tau \cdot u'_{\text{Ch}} &= 0 \\ 1 + \tau \cdot \lambda &= 0 \Rightarrow \lambda = \frac{-1}{\tau} \\ u_{\text{Ch}} &= c \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} \end{aligned}$$

Partikulární řešení získáme metodou variace konstant; předpokládejme, že  $c$  je funkcí času, pak:

$$\begin{aligned} u_{\text{Cp}} &= c(t) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} \\ u'_{\text{Cp}} &= c'(t) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} - \frac{1}{\tau} c(t) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} \end{aligned}$$

po dosazení do původní rovnice získáme:

$$\begin{aligned} c(t) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} + \tau \cdot (c'(t) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} - \frac{1}{\tau} c(t) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}}) &= u(t) \\ \tau \cdot c'(t) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} &= u(t) \\ c(t) &= \frac{1}{\tau} \int u(t) \cdot e^{\frac{t}{\tau}} dt \end{aligned}$$

Nechť je impuls definován následovně:

$$u(t) = \begin{cases} a & t \in \langle T, T+w \rangle \\ 0 & \text{jinde} \end{cases}$$

vzhledem k faktu, že funkce  $u(t)$  není spojitá (pouze po částech spojitá), je nutné výše uvedený integrál řešit po částech

$$\int u(t) \cdot e^{\frac{t}{\tau}} dt = \begin{cases} 0 & t \in (-\infty, T) \\ \int a \cdot e^{\frac{t}{\tau}} dt & t \in (T, T+w) \\ c_1 & t \in (T+w, \infty) \end{cases} \quad (3.2)$$

střední část integrálu tedy řešíme:

$$\int a \cdot e^{\frac{t}{\tau}} dt = a \cdot \tau \cdot e^{\frac{t}{\tau}} + c_2$$

konstantu určíme tak, aby výsledná funkce byla spojitá v bodě  $T$ :

$$a \cdot \tau \cdot e^{\frac{T}{\tau}} + c_2 = 0 \Rightarrow c_2 = -a \cdot \tau \cdot e^{\frac{T}{\tau}}$$

konstantu  $c_1$  určíme tak, aby výsledná funkce byla spojitá i v bodě  $T+w$ :

$$c_1 = a \cdot \tau \cdot e^{\frac{T+w}{\tau}} - a \cdot \tau \cdot e^{\frac{T}{\tau}} = a \cdot \tau \cdot e^{\frac{T}{\tau}} \cdot (e^{\frac{w}{\tau}} - 1)$$

výsledná konstanta je tedy:

$$c(t) = \frac{1}{\tau} \int u(t) \cdot e^{\frac{t}{\tau}} dt = \begin{cases} 0 & t \in (-\infty, T) \\ a \cdot e^{\frac{t}{\tau}} - a \cdot e^{\frac{T}{\tau}} & t \in (T, T+w) \\ a \cdot e^{\frac{T+w}{\tau}} \cdot (e^{\frac{w}{\tau}} - 1) & t \in (T+w, \infty) \end{cases}$$



konečné řešení je tedy (součet partikulárního a obalu homogenního):

$$u_C(t) = k \cdot u_{Ch}(t) + c(t) \cdot u_{Ch} \quad (3.3)$$

pro počáteční podmínku  $u_C(t_0) = 0$ ;  $t_0 \leq T$  (tj. vybitý kapacitor před příchodem pulsu) je  $k = 0$ , pak lze zapsat:

$$u_C(t) = \begin{cases} 0 & t \in (-\infty, T) \\ a(1 - e^{-\frac{T-t}{\tau}}) & t \in (T, T+w) \\ a \cdot e^{-\frac{T-t}{\tau}} \cdot (e^{\frac{w}{\tau}} - 1) & t \in (T+w, \infty) \end{cases}$$

napětí na rezistoru je tedy za stejných podmínek dáno:

$$u_R(t) = u(t) - u_C(t) = \begin{cases} 0 & t \in (-\infty, T) \\ a \cdot e^{-\frac{T-t}{\tau}} & t \in (T, T+w) \\ -a \cdot e^{-\frac{T-t}{\tau}} \cdot (e^{\frac{w}{\tau}} - 1) & t \in (T+w, \infty) \end{cases}$$

Pokud je zanedbáno homogenní řešení, z (3.3) a (3.2) plyne, že je-li buzení dáno nějakým součtem, lze odezvu určit jako součet odezev. Tato teze plyne z distributivity součinu a linearity integrálu.

Pro účely měření se nyní zaměříme na okamžik v bodě  $T$ . Napětí na rezistoru je v tomto bodě nespojitě:

$$\begin{aligned} \lim_{t \rightarrow T^-} u_R(t) &= 0 \\ \lim_{t \rightarrow T^+} u_R(t) &= \lim_{t \rightarrow T} a \cdot e^{-\frac{T-t}{\tau}} = a \end{aligned}$$

Pro libovonou spojitou funkci  $f(t)$ , která má v bodě  $T$  konečnou limitu  $b$  tedy platí:

$$\lim_{t \rightarrow T^-} f(t) = \lim_{t \rightarrow T^+} f(t) = b$$

pro součet  $f(t) + u_R(t)$  pak platí:

$$\begin{aligned} \lim_{t \rightarrow T^-} u_R(t) + f(t) &= b \\ \lim_{t \rightarrow T^+} u_R(t) + f(t) &= b + \lim_{t \rightarrow T} a \cdot e^{-\frac{T-t}{\tau}} = a + b \end{aligned}$$

a rozdíl limit je opět tedy opět  $a$ :

$$\lim_{t \rightarrow T^+} u_R(t) + f(t) - \lim_{t \rightarrow T^-} u_R(t) + f(t) = a .$$

Pro účely měření této skutečnosti lze s výhodou využít – hledaným parametrem je paramter  $a$ , ten lze získat měřením v době těsně před rozsvícením diody a těsně po rozsvícení diody, rozdíl těchto dvou hodnot pak nereflktuje stejnosměrný posuv. Princip je odvozen pro nulovou dobu měření, která v praxi není možná; aby tato metoda byla možná co nejvíce přesná, je nutno dodržet následující body:

- doba měření by měla být co možná nejkratší vzhledem k  $\tau$
- pro periodickou posloupnost pulsů je nutné aby předchozí pulsy měly svou maximální hodnotu v předem definovaném intervalu, co nejmenší šířku  $w$  a od konce posledního pulsu uplynul co největší čas

Tím bude zajištěno, že derivace funkce  $f(t)$  v okolí bodu  $T$  bude co možná nejmenší.

Z výše uvedeného lze dále odvodit, že pro puls v čase  $T = 0$  s délkou  $w$  blížící se nekonečnu a  $u_C(0) = 0$  platí:

$$u_C(t) = \begin{cases} 0, & t \in (-\infty, 0) \\ a(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}), & t \in (0, \infty) \end{cases}$$

což je odezva na skokovou funkci - resp. napětí na nabíjejícím se kapacitoru z hodnoty 0 na hodnotu  $a$ . Je zřejmé, že napětí na kapacitoru se blíží hodnotě  $a$ , avšak nikdy jí nedosáhne. Pro účely posouzení vhodné konstanty  $\tau$  je vhodné zavést:

$$p = \frac{u_C}{a}$$

a úpravou získat:

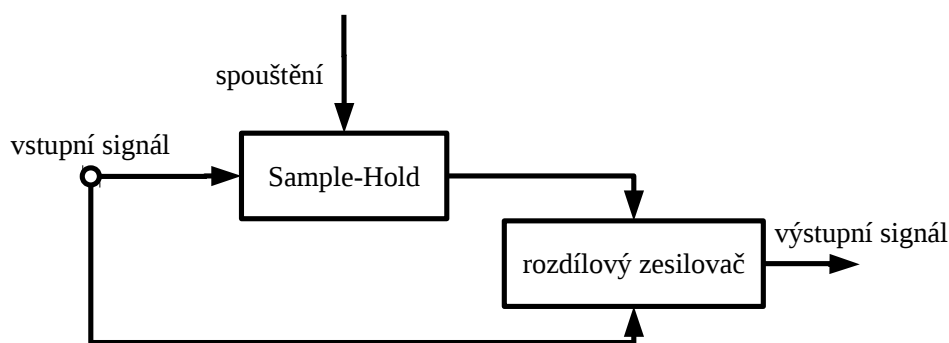
$$t = -\tau \cdot \ln(1 - p)$$

Z tohoto vztahu lze získat následující tabulku:

$p$	doba nabíjení
80%	1,609 $\tau$
90%	2,303 $\tau$
99%	4,605 $\tau$
99,9%	6,908 $\tau$

**Tabulka 3.2:** Doba nabíjení kapacitoru

### ■ Obvod Sample-Hold

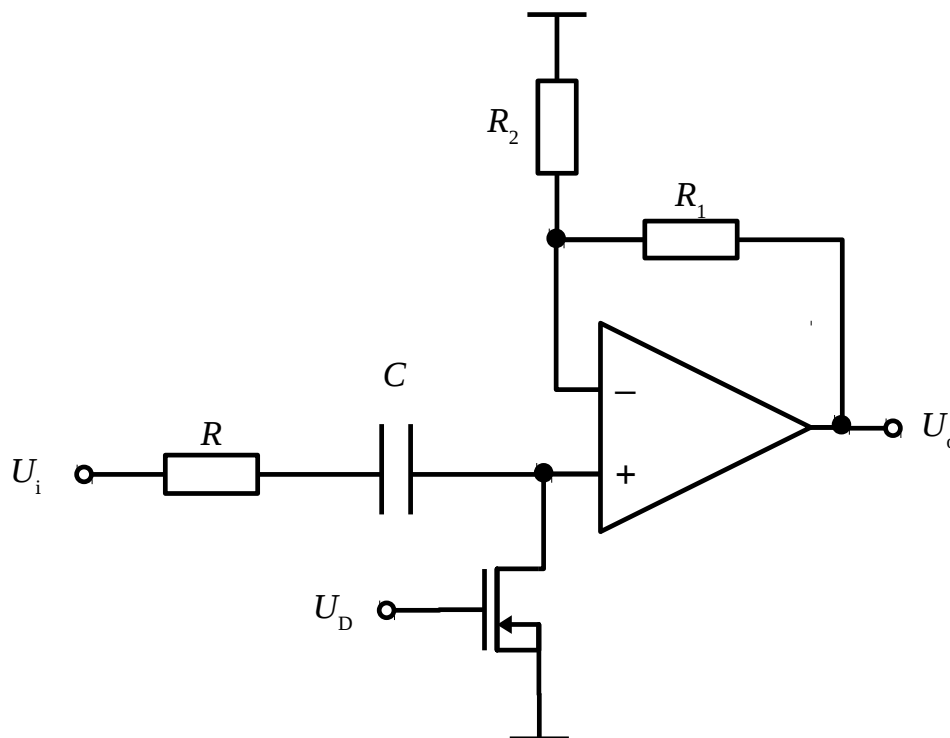


**Obrázek 3.9:** Blokové schéma obvodu pro filtraci okolního osvětlení s obvodem Sample-Hold

Pomocí SH obvodu lze provádět detekci okolního osvětlení vzorkováním signálu v době, kdy nesvítí žádná z LED diod a na fotodetektor dopadá jen okolní osvětlení. Hodnota okolního osvětlení pak bude držena na výstupu i v době, kdy na detektor svítí jedna z LED diod. Napětí na výstupu SH obvodu je tedy nutné odečíst od vstupního signálu pomocí rozdílového zesilovače.

### ■ RC článek s tranzistorem

Potlačování okolního osvětlení pomocí detekce na hraně CR článek má tu nevýhodu, že po dobu převodu se napětí mění v závislosti na časové konstantě  $\tau$ , čímž je doba převodu pevně svázaná s dobou nabíjení kapacitoru. Tento problém lze vyřešit pomocí FET tranzistoru, který zajistí, že kapacitor se bude nabíjet jen pokud nesvítí žádná z diod, což je zajištěno řídicím napětím  $U_D$ . Tato varianta je velmi podobná té s obvodem SH, podmínkou její funkčnosti je ovšem vysoký vstupní odpor navazujícího zesilovače.



**Obrázek 3.10:** Obvod pro potlačení okolního osvětlení s FET tranzistorem a RC článkem [8]

Napětí  $U_D$  odpovídá logické jedničce, pokud nesvítí žádná z diod, kapacitor se nabíjí přes rezistor na hodnotu danou vstupním napětím  $U_i$ , která reprezentuje pouze okolní osvětlení. Pokud svítí jedna z diod, napětí  $U_D$  je nulové, tranzistor je rozpojen a kapacitor je nabit na hodnotu danou okolním osvětlením z předchozího krkoku, vybíjení kapacitoru je v tomto případě velmi nízké - vstupní impedance OZ je velmi vysoká. Napětí  $U_i$  v tomto kroku reprezentuje součet okolního osvětlení a užitečného signálu z diody, na vstupu zesilovače bude ovšem napětí  $U_i - U_C$ , čímž se eliminuje okolní osvětlení. Zesilovač tento napěťový rozdíl zesiluje stejným způsobem jako neinvertující zesilovač.

Byla provedena simulace daného obvodu pro ověření funkčnosti daného zapojení. Simulaci lze shrnout do následujících bodů:

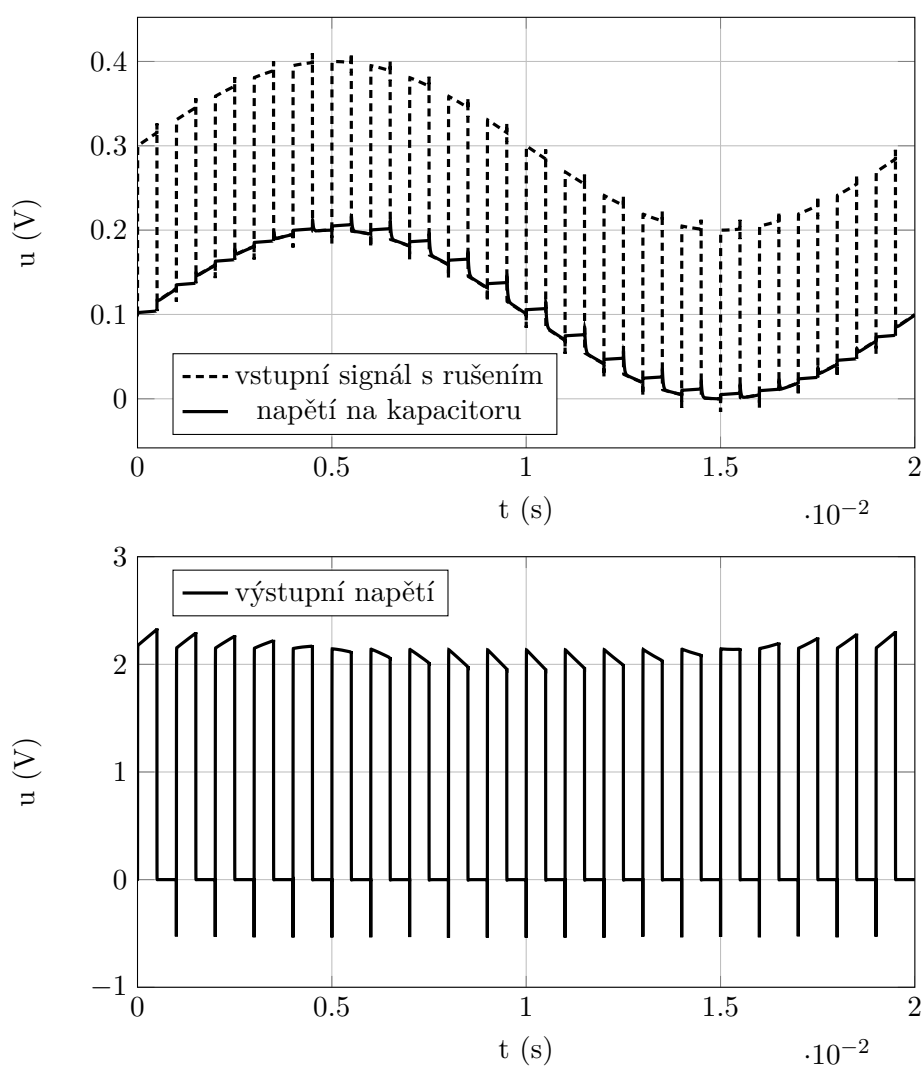
- vstupní napětí je dáno součtem pulsů vysílaných LED diodami s frekvencí

1 kHz, 50 Hz rušením a stejnosměrným posuvem

- doba simulace je omezena na 20 ms (tj. jednu periodu 50 Hz rušení a 20 period pulsů)
- velikost rušícího napětí byla záměrně zvolena jako srovnatelná s užitečným signálem

Výsledkem simulace jsou níže uvedené grafy. Z nich je patrné, že pokud je rušení srovnatelné s užitečným signálem, lze původní signál stále rekonstruovat. Na grafu výstupního napětí je patrná fluktuace, které je způsobena časovým zpožděním vzorku rušícího signálu. Závisí tedy především na derivaci rušícího signálu, v případě harmonického signálu je tedy třeba zohlednit:

- frekvenci rušícího signálu vůči době snímání
- amplitudu rušícího signálu.

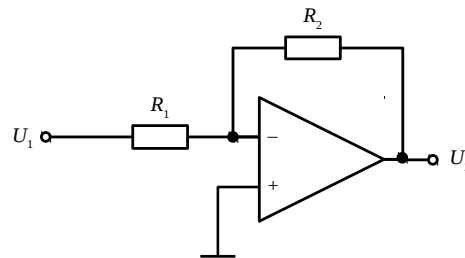


**Obrázek 3.11:** Grafy s výsledky simulace

V konečném řešení je namísto FET tranzistoru využito obvodu 4066 a to především kvůli napěťovým podmínkám. Vůči virtuální zemi mikroprocesor poskytuje v logické jedničce jen polovinu napájecího napětí, což není napětí dostatečné pro sepnutí FET tranzistoru (v případě napájení 3,3 V je  $U_{GS}$  při sepnutí jen 1,65 V, při rozepnutí je napětí záporné - tj -1.65 V), kapacitor je ovšem nutné nabíjet vůči virtuální zemi. Naproti tomu obvod 4066 má vlastní napájení totožné s procesorem a poskytuje vodivý kanál mezi dvěma vývody, navíc jsou využity pouze dvě ze čtyř dostupných jednotek pro spínání diod pro LED ovladač, a nestoupá tedy cena.

### 3.3.4 Invertující zesilovač

Pro potřeby invertace a zesílení signálu je možné využít invertujícího zesilovače. Uvažme zapojení dle následujícího obrázku:



Obrázek 3.12: Invertující zesilovač

Zesilovač má zavedenou zápornou zpětnou vazbu a snaží se tedy udržet nulové napětí mezi vstupními svorkami, z čehož plyne:

$$\frac{U_1}{R_1} = -\frac{U_2}{R_2}$$

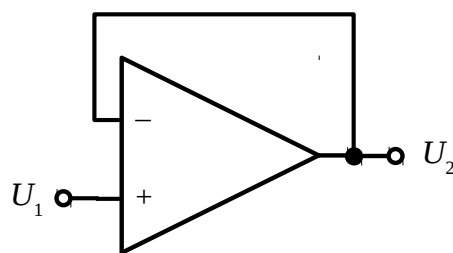
Zesílení je tedy:

$$A = \frac{U_2}{U_1} = -\frac{R_2}{R_1}$$

Ze schématu je patrné, že vstupní impedance je v podstatě rovna rezistoru  $R_1$ .

### 3.3.5 Napěťový sledovač

Jedná se o obvod, na jehož výstupu je stejné napětí jako na vstupu. Hlavní výhodou je ovšem fakt, že dochází k transformaci pomyslného vnitřního odporu zdroje - vstupní impedance je velmi vysoká, zatímco výstupní impedance je velmi nízká (v závislosti na reálně použitém OZ).



Obrázek 3.13: Neinvertující zesilovač

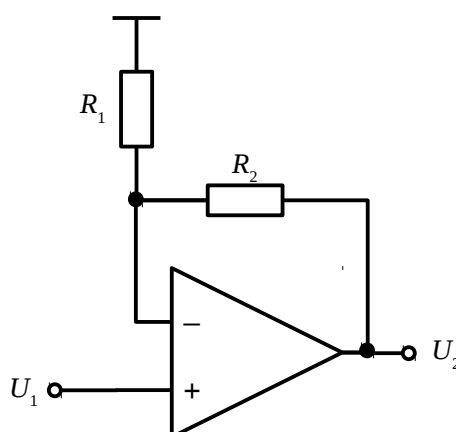
OZ má opět zavedenu zápornou zpětnou vazbu a na výstupu musí být takové napětí, aby napětí mezi vstupními svorkami bylo nulové. Z čehož plyne:

$$U_2 = U_1$$

### 3.3.6 Neinvertující zesilovač

Pro potřeby zesílení napětí je možné využít dalšího zapojení s operačním zesilovačem, je jím neinvertující zesilovač. Jedná se o zesilovací meziprvěk, který má za úkol základně zesílit signál pro průchod signálu do dalších větví systému.

Uvažujme následující zapojení:



Obrázek 3.14: Neinvertující zesilovač

Zesilovač má zápornou zpětnou vazbu, napětí mezi svorkami + a - je nulové. Pomocí děliče vyjádříme:

$$\frac{U_2}{R_1 + R_2} = \frac{U_1}{R_1}$$

$$A = \frac{U_2}{U_1} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Ke zjištění vhodné hodnoty zesílení je výhodné použít místo rezistoru  $R_2$  superpozici pevného rezistoru (například o hodnotě  $R_1$ ) a odporového trimru, čímž lze měnit zesílení od hodnoty 2 do hodnoty dle hodnoty trimru.

Vstupní impedance je udána přímo vstupní impedancí operačního zesilovače.

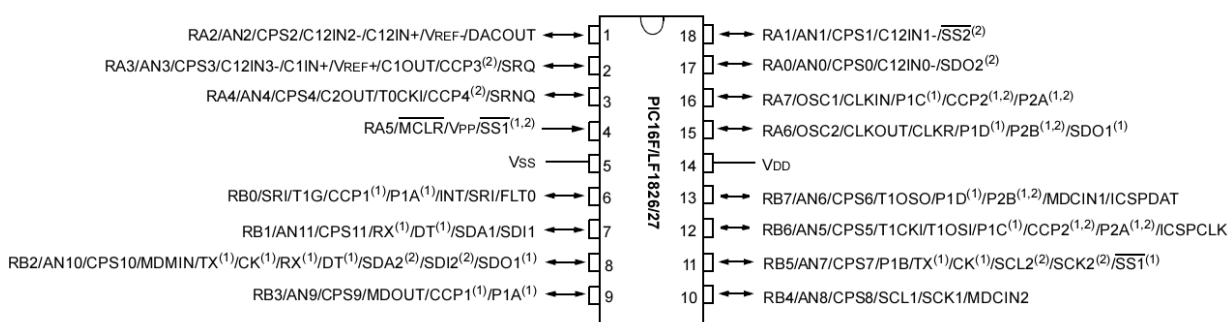
## 3.4 Mikroprocesor

Mikroprocesor je hlavní řídicí součást celého systému. Při výběru mikroprocesoru je nutné vzít v úvahu následující:

- UART pro komunikaci s Bluetooth modulem (2 vývody)
- SPI rozhraní pro komunikaci s DA převodníkem (3 vývody)
- možnost usnutí procesoru a jeho probuzení pomocí externího přerušení (1 vývod)
- dostatek IO portů pro další řízení
  - 2 vývody pro spínání LED
  - 1 vývod pro AD převodník
  - 2 vývody pro určení napěťové reference pro AD převodník
- dva vývody jsou určeny pro napájení
- 3 vývody pro ICSP programování procesoru
- minimální pracovní napětí maximálně 3 V

Celkem je tedy nutné zvolit mikroprocesor s minimálně 15 vývody. Nejbližší vyšší používané pouzdro je tedy SO18. Dále je nutné vzít v úvahu, že vyjma napájení jsou daná rozhraní sdílena na jednotlivých vývodech.

### 3.4.1 Microchip 16F1826



Obrázek 3.15: Microchip 16F1826 [1]

- pracovní frekvence až 32 MHz (s interním RC oscilátorem)
- pracovní napětí 1,8 až 5,5 V

- 10 bitový AD převodník s postupnou aproximací, 12 kanálů
- modul napěťové reference
- 2x 8 bitový čítač, 16 bitový čítač
- EUSART modul
- MSSP modul
- možnost využití alternativní funkce vývodů

Vzhledem k faktu, že procesor umožňuje alternativní konfiguraci vývodů, je možné jeho vývody naprogramovat tak, aby měl zprovozněný EUSART v asynchronním módu i MSSP v módu SPI. Konfigurace pinů včetně směru lze shrnout do následující tabulky:

vývod	funkce
RB1	UART RX/GPIO
RB2	UART TX
RB5	SPI *CS
RB4	SPI CLK
RA6	SPI SDO
RA1	GPOI - L1
RA2	GPIO - L2
RB3	AN9 - analogový vstup
RA2	VREF-
RA3	VREF+
RB7	ISCP DAT
RB6	ICSP CLK
RA5	*MCLR

**Tabulka 3.3:** Možná konfigurace vývodů

Jedná se o osmibitový mikroprocesor bez hardwarové násobičky [1] a jednotky pro práci s desetinou čárkou, z čehož plynou jistá omezení - především je potřeba vyhnout se datovým typům float a double, operace s nimi by neúměrně zatěžovaly procesor; dále je třeba vyvarovat se násobení a dělení v cyklu programu, případně dané operace převést na bitové posuvy.

Vzhledem k faktu, že je předpokládáno, že drtivou většinu výpočtů bude obstarávat obsluhující aplikace, byl tento procesor shledán jako vhodný i přes svá výpočetní omezení.

Rozšířená varianta tohoto mikroprocesoru 16F1827 disponuje mimo jiné dvěma moduly CCP, které implementují pulsně šířkovou modulaci. Pro frekvenci vnitřního oscilátoru 32 MHz je možné využít dvoukanalovou pulsně šířkovou modulaci s kmitočtem až 330 kHz a 6 bitovým rozlišením a implementovat tak LED ovladač bez použití DA převodníku.



## 3.5 Bluetooth modul

Bluetooth modul tvoří komunikační rozhraní mezi mikroprocesorem a mobilním zařízením. Je třeba jej vybírat s ohledem na maximální přenosovou rychlost, komunikační rozhraní, energetickou náročnost a cenu. Je tedy nutné řídit se následujícími body:

- podpora standartu Bluetooth Low Energy (nebo Bluetooth v 4.0 a vyšší)
- UART komunikační rozhraní
- nízká cena

### 3.5.1 HM-10

Jedná se o lowcostový BLE modul, který disponuje jedinou nastavitelnou obousměrnou charakteristikou, nastavitelným vysílacím výkonem, UART rozhraním pro komunikaci s mikroprocesorem a jedenácti GPIO vývody. Napájecí napětí se pohybuje v rozmezí 2 až 3,7 V.



Obrázek 3.16: HM-10 [12]

Na trhu se mimo jiné objevuje i klon tohoto modulu, který není zcela kompatibilní s originálním modulem. Hlavním rozdíly jsou následující:

- klon nedisponuje Bluetooth konektivitou - jedná se pouze o BLE modul (nelze tedy provést párování aj.)
- klon přijímá jiné AT příkazy

Dle testů je oběm i klon funkční, lze tedy nastavit příslušnou charakteristiku.

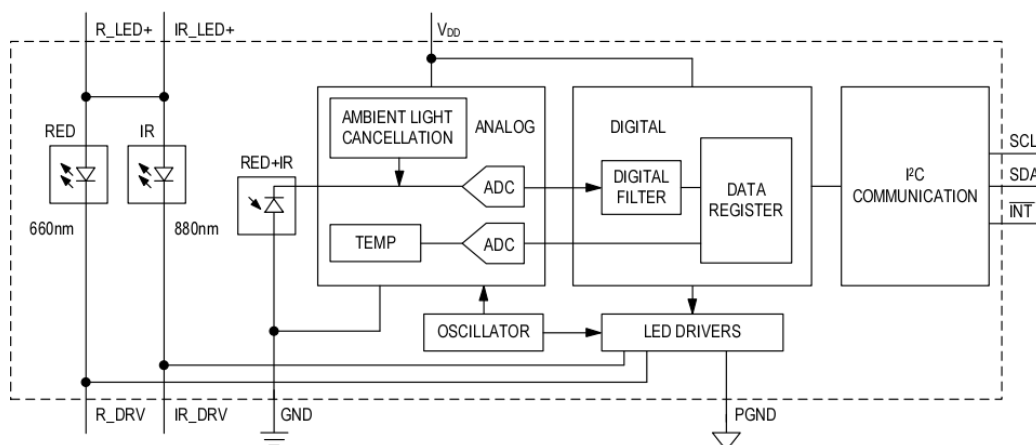
Pro komunikaci s modulem je použito AT příkazů. [12] Umožňují nastavit přenosovou rychlost, případně PIN, módy přijímání příkazů (například pouze od MCU, nikoli od připojeného zařízení), viditelnost, roli aj.. Přehled AT příkazů je v následující tabulce:

příkaz	význam
AT	kontrola komunikace - odpověď OK
AT+RESET	softwarové restartování
AT+VERSION	vypíše verzi firmwaru
AT+HELP	vypíše dostupné příkazy
AT+NAME	nastaví nebo vypíše název
AT+PIN	nastaví nebo vypíše PIN pro párování
AT+PASS	nastaví nebo vypíše PIN pro párování
AT+BAUD	nastaví nebo vypíše přenosovou rychlost
AT+LADDR	vypíše lokální adresu
AT+ADDR	vypíše lokální adresu
AT+DEFAULT	uvede modul do továrního nastavení
AT+RENEW	uvede modul do továrního nastavení
AT+STATE	vypíše stav (připojeno/odpojeno)
AT+PWRM	přepne nebo vzbudí modul do/z režimu spánku
AT+POWE	vypíše nebo nastaví vysílací výkon
AT+SLEEP	uspí modul
AT+ROLE	nastaví roli (master/slave)
AT+PARI	nastaví nebo vypíše nastavení funkce paritního bitu UART
AT+STOP	nastaví nebo vypíše nastavení funkce stop bitu UART
AT+START	zapnutí modulu
AT+IMME	system čeká na příkaz před spuštěním
AT+IBEA	přepne do módu iBeacon
AT+NOTI	zapne/vypne výpis notifikací
AT+UUID	vypíše nebo nastaví UUID služby
AT+CHAR	vypíše nebo nastaví UUID charakteristiky

**Tabulka 3.4:** Výpis AT příkazů modulu HM-10

## 3.6 Obvod MAX30100

Jedná se o komplexní integrované řešení senzoru. Obvod integruje na jednom čipu červenou i infračervenou diodu, fotodiodu a veškeré obvody nutné pro zesílení signálu, řízení výkonu LED diod, měření pracovní teploty a další. Tento senzor umožňuje komunikaci s mikroprocesorem pomocí I<sup>2</sup>C sběrnice. Typické napájecí napětí jádra obvodu je 1,8 V, typické napájecí napětí pro LED diody je 3,3 V. K obvodu je tedy nutné přidat stabilizátor napětí.[11]



**Obrázek 3.17:** Blokové schéma obvodu MAX30100 [11]

Obvod může pracovat v jednom ze dvou režimů a to:

- v režimu režim SpO<sub>2</sub> se provádí měření v červené i infračervené oblasti
- v režimu Heart Rate se provádí měření pouze v infračervené oblasti; tato data jsou užitečná pouze pro zobrazení pletysomografické křivky a výpočet tepové frekvence

Ovladač LED diod umožňuje kofinguraci šířky pulsu, frekvenci pulsů a regulaci proudu LED diodami. Frekvence je nastavitelná v rozsahu 50 až 1000 Hz, délka pulsu 200 až 1600  $\mu$ s, proud diodami může být nastaven v rozsahu 0 až 50 mA. [11] Z blokového schématu přicházejí v úvahu následující možnosti využití:

- využití integrovaných LED - v tomto případě jsou vývody pro napájení LED R\_LED+ a IR\_LED+ připojeny přímo na napájení, řídicí vývody R\_DRV a IR\_DRV jsou nezapojeny; jedná se o reflexní řešení
- využití externích LED diod - anody externích diod musí být připojeny na napájecí napětí, katody jsou připojeny k vývodům R\_DRV a IR\_DRV, vývody LED R\_LED+ a IR\_LED+ jsou nezapojeny; takto je možné realizovat transmisní řešení

Blok analogového předzpracování signálu potlačuje okolní osvětlení, po digitalizaci signálu je zbytkové okolní osvětlení dále potlačeno a je implementován také filtr síťového rušení.

Na čipu jsou integrovány  $\Delta - \Sigma$  AD převodníky, které umožňují dosáhnout vysoké rozlišovací schopnosti. Tato vlastnost však přímo souvisí s dobou převodu, která se se zvyšující se přesností také zvyšuje. Z tohoto důvodu je šířka pulsu (doba po kterou LED svítí) úměrná bitovému rozlišení vzorků (závislost je exponenciální - pro zvýšení přesnosti převodu o 1 bit je nutná dvojnásobná šířka pulsu). Bitové rozlišení je nastavitelné 13 až 16 bitů; vzorky jsou vždy prezentovány jako 16 bitové (resp jsou zarovnány vlevo na 16 bitů).[11]

Vývod INT může být připojen k mikroprocesoru a může jím být vyvoláváno přerušení.[11] Přerušení je třeba nastavit na straně obvodu MAX30100 a na straně mikroprocesoru. Na straně obvodu je možné vyvolat přerušení pomocí jedné či více z následujících akcí:

- FIFO buffer je téměř plný
- měření teploty bylo dokončeno
- v režimu Heart Rate je připraven vzorek (měření probíhá pouze s IR diodou, je k dispozici jeden 16 bitový vzorek)
- v režimu SpO<sub>2</sub> je připravena dvojice vzorků (měření probíhá v červené i infračervené oblasti - jsou k dispozici dva 16 bitové vzorky)
- Power Ready

Je tedy možné nechat plnit FIFO frontu a pokud je fronta téměř plná, je vyvoláno přerušení a mikroprocesor vyčte data z fronty. Alternativně lze vyvolávat přerušení s převedeným vzorkem (resp. dvojicí vzorků) a ten převádět.

## Kapitola 4

### Bezdrátový přenos

Přenos je zamýšlen jako bezdrátový, což poskytuje koncovému uživateli větší komfort a mobilitu. Aby zařízení mohlo komunikovat s většinou dostupných mobilních zařízení (mobilní telefon, tablet), bylo vybíráno mezi následujícími technologiemi:

- Bluetooth
- NFC
- WiFi

Další bezdrátové technologie (Z-Wave, Zigbee,...) nejsou obvykle na mobilních zařízeních dostupné.

Technologie NFC je navržena na velmi blízkou vzdálenost (4 cm), tato technologie by neposkytla dostatečnou mobilitu koncovému uživateli. Tento standart není stále dostupný na starších nebo levnějších mobilních zařízeních.

Technologie WiFi by poskytla uživateli dostatečnou mobilitu, avšak komfort by byl stále omezen - výdrž baterie by byla snížena použitím této technologie, komfort by také omezovala procedura připojení, kdy by se zařízení muselo připojit buď do WiFi sítě uživatele nebo vytvořit ad-hoc síť (což by znamenalo buď geografické omezení nebo nutnost instruovat uživatele k připojení k adhoc síti, čímž by byla ztracena konektivita do jiných sítí).

#### 4.1 Bluetooth v4.0

Jako nejvhodnější byla zvolena technologie Bluetooth. Tato technologie od verze 4.0 implementuje standart Bluetooth Low Energy [5] pro snížení spotřeby energie pro datové přenosy a možnost vynechání autorizační rutiny, čímž je zvýšen uživatelský komfort z hlediska výdrže baterie i připojení vzdáleného zařízení.

Z rádiového hlediska se jedná o technologii provozovanou v bezlicenčním pásmu ISM (2,4 GHz), kde je pro přenos vyhrazeno 79 kanálů s rozstupem 1 MHz. Pro přenos se využívá metody rozprostřeného spektra pomocí frekvenčního skákání dle pseudonáhodné posloupnosti. Modulace se liší dle verze Bluetooth. K původní modulaci GFSK byla od verze 2.0+EDR přidána

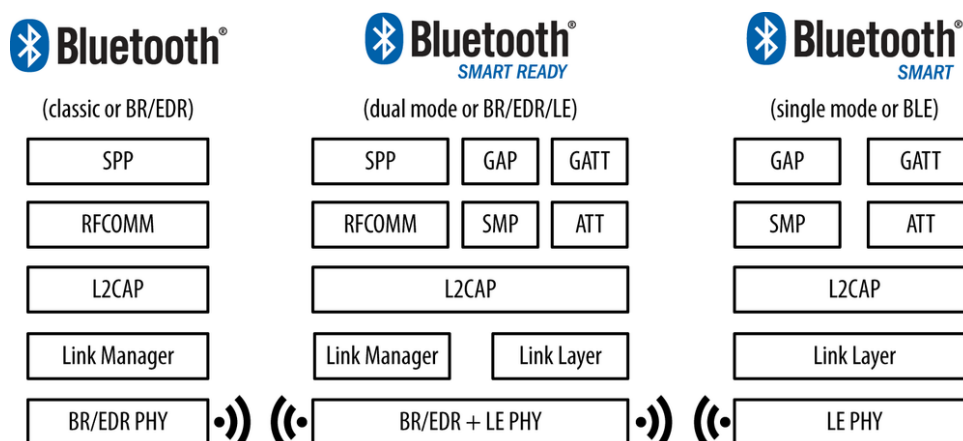
modulace  $\pi$ -DQPSK a 8DPSK, čímž došlo ke zvýšení přenosové rychlosti. Od verze 3.0+HS je možnost využití alternativní fyzické vrstvy pro zvýšení přenosové rychlosti (typicky WiFi).

Bluetooth verze 4.0 přináší kromě nové jaderné specifikace také možnost využití nízkoenergetických přenosů, proto bývá tato verze označována jako Bluetooth 4.0+LE (Low Energy). Z marketingového hlediska jsou zařízení rozdělena do tří kategorií:

- klasický Bluetooth
- Bluetooth Smart Ready - tato zařízení jsou schopna komunikace s jakýmkoli Bluetooth zařízením; obsahují protokolový stack a fyzickou vrstvu pro komunikaci s LE zařízeními i zařízeními klasického Bluetooth
- Bluetooth Smart - tato zařízení podporují pouze nízkoenergetické přenosy

## 4.2 Bluetooth Low Energy

Bluetooth Low Energy je v podstatě paralelně přidaný standart ke klasickému Bluetooth. Je zde ovšem možné nalézt jisté podobnosti a to co se týče protokolů i rádiového rozhraní. [5]



**Obrázek 4.1:** Porovnání BLE, klasického Bluetooth a duálních zařízení [9]

Podobně jako Bluetooth, i tato technologie pracuje v pásmu IMS 2,4 GHz. Je zde ovšem použita dvounásobná šířka kanálu a poloviční počet kanálů - 40 kanálů s šířkou 2 MHz mezi kterými je taktéž skákáno pro rozprostření spektra. Pro přenos je podobně jako v základní verzi Bluetooth použito modulace GFSK.

Nejen z rádiového, ale i z protokolového hlediska je možné najít jisté rozdíly. Pro veškerou komunikaci v technologii BLE je zapotřebí alespoň dvou profilů:

- GATT (Generic Attribute Profile) a k němu přidružený protokol ATT pro přístup k charakteristikám a službám

- GAP (Generic Access Profile) pro kontrolu rolí (slave/master) a k němu přidružený protokol SMP (Security Manager Protocol) pro párování, šifrování, kontrolu integrity dat aj.

Profil GATT je používán pro přenos veškerých užitečných dat (resp. dat, která nezprostředkovávají provoz). V souvislosti s tím je nutné vysvětlit následující pojmy:

- charakteristika - má jednoznačné UUID a slouží k přenosu dat mezi serverem a klientem; může být definována v přesném formátu dle specifikace, případně může mít vlastní formát; charakteristika může být typu read (klient pouze čte), write (klient do charakteristiky pouze zapisuje), notify (klient je notifikován při změně novou hodnotou) a indicate (klientovi je pouze indikována změna)
- služba - služba je v podstatě množina charakteristik a má jednoznačné UUID; může být definována vlastní služba nebo může být využito definovaných služeb
- server - přijímá spojení a je schopný poskytovat informace o zařízení (výpis dostupných služeb a charakteristik), data z charakteristik aj.
- klient - iniciátor spojení (například mobilní telefon), vyžaduje informace od serveru, případně nastavuje jeho charakteristiky

Jako příklad lze uvést Pulse Oximeter Profile, který definuje možnosti využití Bluetooth Low Energy pro tento účel. Dle [3] pro splnění kompatibility zařízení je nutné implementovat do modulu pulsního oxymetru minimálně dvě služby:

- Pulse Oximeter Service
- Device Information Service

Volitelně lze zahrnout službu časových značek, informace o baterii aj..

Služba Device Information musí nutně obsahovat dvě charakteristiky dostupné ke čtení a to název výrobce a číslo modelu. [3]

Služba Pulse Oximeter Service musí povinně implementovat charakteristiku PLX (PuLse oXimeter) Features pro zjištění dostupných služeb. Dále musí implementovat buď charakteristiku kontinuálního měření s notifikacemi nebo charakteristiku spot-check (krátké kontrolní měření) s indikacemi. Jednotlivé charakteristiky mají přesně definovaný formát pro přenos dat, obsahující povinné (kyslíková saturace, tepová frekvence), případně i volitelné položky (časová značka, informace o kvalitě měření aj.). [4]

Profil tedy umožňuje široké využití - od základního modulu pulsního oxymetru pouze s funkcí krátkodobého kontrolního měření, přes opakovaná měření zaznamenávaná do paměti umožňující jejich výčet včetně časových značek až po kontinuální měření.

### 4.2.1 Komunikační protokol

Komunikace mezi modulem a mobilním zařízením probíhá pomocí technologie Bluetooth Low Energy. Modul HM-10 poskytuje jedinou službu s jedinou nastavitelnou charakteristikou pro komunikaci. Tato charakteristika je typu read, write a notify. Není tedy využito profilu pulsního oxymetru profilu, namísto toho je navržen vlastní komunikační protokol komunikující prostřednictvím vlastní charakteristiky.

Komunikační protokol je nutné navrhnout tak, aby splňoval následující parametry:

- přenos dvou 16 bitových vzorků
- synchronizace začátku paketů
- přenos doplňujících informací (o stavu měřicího přípravku aj.)

Ve směru sever-klient jsou vysílány pakety s konstantní délkou 6 bajtů respektujících výše uvedené body.

byte/bit	$b_0$	$b_1$	$b_2$	$b_3$	$b_4$	$b_5$	$b_6$	$b_7$
$B_0$	1	1	1	1	1	1	1	1
$B_1$	0	$ir_{15}$	$ir_{14}$	$ir_{13}$	$ir_{12}$	$ir_{11}$	$ir_{10}$	$ir_9$
$B_2$	0	$ir_8$	$ir_7$	$ir_6$	$ir_5$	$ir_4$	$ir_3$	$ir_2$
$B_3$	0	$ir_1$	$ir_0$	$s_2$	$s_1$	$s_0$	$r_{15}$	$r_{14}$
$B_4$	0	$r_{13}$	$r_{12}$	$r_{11}$	$r_{10}$	$r_9$	$r_8$	$r_7$
$B_5$	0	$r_6$	$r_5$	$r_4$	$r_3$	$r_2$	$r_1$	$r_0$

**Tabulka 4.1:** Formát paketu pro směr server-klient

Přenos dvou 16 bitových vzorků probíhá pomocí bitů  $ir_{0...15}$  a  $r_{0...15}$ . Bajt  $B_0$  je synchronizační, protokol je navržen tak, aby byl v rámci přenosu i jedinečný.

Bity  $s_{0,2}$  mohou přenášet až osm různých stavových informací. V současné době mají význam stavové informace v následující tabulce:

$s_{2,0}$	význam
0x0	mikroprocesor je v normálním stavu
0x1	probíhá kalibrace výkonu LED diod

**Tabulka 4.2:** Tabulka stavových informací ve směru server-klient

Ve směru klient-server probíhá komunikace velmi zřídka, klient vysílá pouze požadavky na server. Tím je komunikace velmi zjednodušena, posílají se jen samotné bajty, které jsou dále mikroprocesorem interpretovány. Význam bajtů v hexadecimálním stavu je uveden v následující tabulce:



přijatý bajt	význam
0x00	požadavek na probuzení
0x01	požadavek na kalibraci
0x02	požadavek na uspání

**Tabulka 4.3:** Tabulka požadavků ve směru klient-server

Protokol je dále navržen tak, aby jej bylo možné rozšířit o další funkcionalitu. Lze například přidat požadavek na vzorek napájecího napětí a teploty s kódem 0x03; odpovědí může být paket s novou stavovou informací 0x2, který může nést v kanálech *ir* a *r* vzorek teploty a napájecího napětí.



## Kapitola 5

### Softwarové řešení

Softwarová část může být rozdělena do následujících bodů:

- software pro MCU
- mobilní aplikace

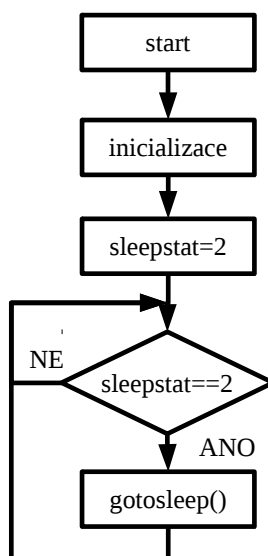
Firmware pro mikroprocesor má za úkol provádět AD převod vzorků, řízení LED diod (spínání a regulace výkonu), dále by měl být schopen také sám sebe přepnout do sleep módu.

Aplikace pro mobilní zařízení by měla být schopná zobrazit aktivní zařízení v okolí, na žádost uživatele se k danému zařízení připojit a provést měřicí rutinu a vyhodnocení výsledků.

#### 5.1 Mikroprocesor

Mikroprocesor je možné programovat buď v jazyce symbolických instrukcí nebo pomocí programovacího jazyka C. Použití jazyka symbolických instrukcí neumožňuje dostatečnou flexibilitu a při rozsáhlejších programech je návrh programu velmi komplikovaný; správně napsaný program ovšem dosahuje nejvyššího stupně efektivity. Pro programování byl použit jazyk C, který při správném použití s ohledem na dostupné zdroje na mikroprocesoru dosahuje dostatečné efektivity. Efektivnost lze dále zvýšit použitím profesionální verze překladače.

### 5.1.1 Průběh hlavní smyčky



Obrázek 5.1: Průběh hlavní smyčky

Průběh hlavní smyčky programu je poměrně prostý - po inicializaci všech periférií je procesor uveden do režimu spánku zapsáním čísla 2 do proměnné sleepstat. Možné hodnoty proměnné sleepstat jsou v následující tabulce:

hodnota	význam
0	spánek není vyžadován
1	spánek byl vyžádán, čeká se na dokončení vysílání
2	všechny úlohy jsou dokončeny, procesor může přejít do režimu spánku

Tabulka 5.1: Stavy proměnné sleepstat

#### Inicializace

Tato část programu má za úkol provést inicializaci periférií. Jedná se tedy především o následující inicializace:

- nastavení hlavního oscilátoru
- inicializace EUSART modulu; rychlost 115200 Bd/s, osmibitový přenos, zapnutí vysílání i kontinuálního příjmu
- inicializace modulu MSSP v módu SPI-master
- nastavení alternativní konfigurace vývodů
- nastavení směru portů
- nastavení AD převodníku a analogových vstupů

- nastavení čítače TMR0, tak, aby přetékal s frekvencí 488 Hz
- nastavení přerušení

Návrh počítá s využitím vnitřního RC oscilátoru mikroprocesoru na frekvenci 32 MHz. Toto nastavení je nutné provést v registru OSCCON nastavením RC oscilátoru na 8 MHz a zapnutím fázového závěsu (4xPLL).

Pro modul EUSART je nutné nastavit rychlost (brát v úvahu asynchronní přenos - tj. bit SYNC v registru TXSTA nastaven na nulu), pak je dle datasheetu možné využít generátoru přenosové rychlosti buď v režimu vysokorychlostním nebo nízkorychlostním a 8bitovém nebo 16bitovém. Pro 16bitový generátor přenosové rychlosti (bit BRG16 v registru BAUDCON nastaven do 1) ve vysokorychlostním režimu (bit BRGH v registru BAUDCON nastaven do 1) platí pro výpočet přenosové rychlosti [1]:

$$b = \frac{f_{OSC}}{4 \cdot (n + 1)}$$

Pro přenosovou rychlost 115200 Bd a frekvenci interního oscilátoru 32 MHz vychází po zaokrouhlení  $n = 68$ . Tato hodnota je uložena do registru SPBRG (respektive dolní polovina do SPBRGL a horní polovina do SPBRGH, ta je ovšem v daném případě nulová). Dále je třeba zapnout celý modul (bitem SPEN v registru RCSTA), zapnout kontinuální příjem (bitem CREN v registru RCSTA) a zapnout vysílání (bitem TXEN v registru TXSTA). Příjem znaku může generovat přerušování, požadavkový bit je nulován přečtením znaku z přijímacího bufferu RXREG. Vysílání je zahájeno zapsáním znaku do registru TXREG. [1]

Modul MSSP, jehož součástí je modul SPI, je nutné nastavit tak, aby bylo využito modulu SPI v režimu master (DA převodník je v režimu slave). Dále je třeba správně nastavit polaritu hodin (vysílání začne na hraně hodin ze stavu active do stavu idle - bitem CKE registru SSPSTAT; stav idle je logická nula - bitem CKP v registru SSPCON1), vybrat režim SPI master mode a frekvenci hodin 2 MHz pomocí dolních čtyřech bitů v registru SSPCON1, celý modul se zapne nastavením bitu SSPEN v registru SSPCON1 do 1. [1] [2]

Alternativní konfiguraci vývodů je třeba provést v registrech APFCON0 a APFCON1 takovým způsobem, aby nedocházelo ke křížení vývodů pro MSSP a EUSART. [1]

Nastavení směru portů se provádí pomocí registů TRISA a TRISB. Je třeba nastavit vývod pro RX jako vstupní, ostatní jako výstupní (TX, SDO, SCK a piny pro spínání LED diod).

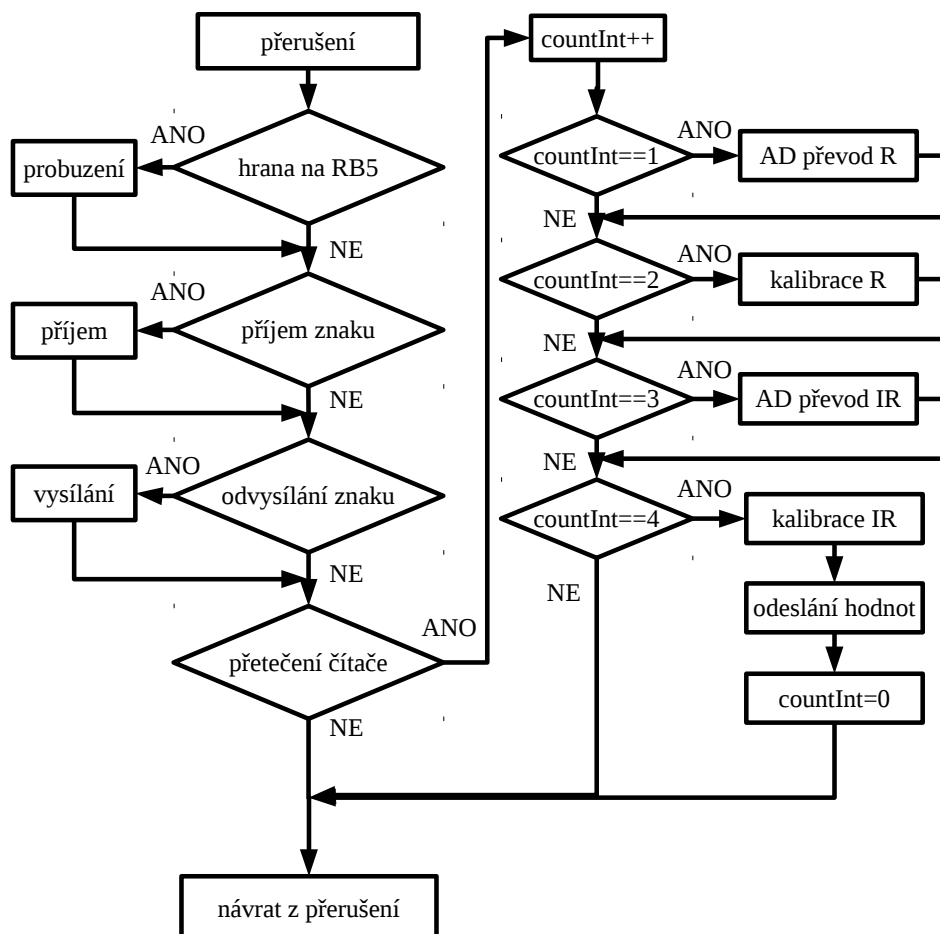
Registry ANSELA a ANSELB přiřazují příslušným vstupům analogovou nebo digitální funkci. V tomto případě je použit jediný analogový vstup pro vzorkování signálu a je tedy v nastaven pouze bit ANSB3 v registru ANSELB.

Analogovému převodníku je třeba nastavit hodinový signál (perioda  $T_{AD} \geq 1$  s) a napěťové reference. V registru ADCON je třeba vybrat analogový kanál (pro RB3 je analogový kanál AN9) a zapnout převodník (bitem ADON). V registru ANCON1 je třeba vybrat doprava zarovnaný výsledek (nastavit ADFM do 1), zvolit zdroj hodin ( $f_{OSC}/32 = 1$  MHz), negativní i pozitivní referenci na napájecí napětí.



- od hrany na RB5 (tj. RX pin; defaultně není povoleno)

Ostatní periferie (tj. modul SPI a ADC) nevyvolávají přerušení (ač v principu mohou).

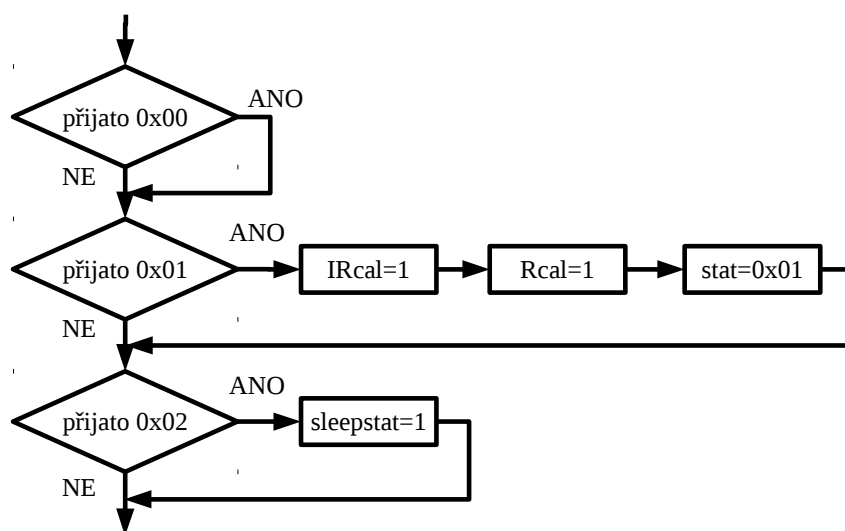


Obrázek 5.2: Průběh přerušení

Jak je z vývojového diagramu patrné, pokud nastane událost přerušení, dojde ke kontrole, která událost přerušení způsobila a provedení příslušného obslužného bloku. Na diagramu je dále patrné, že při přerušení od čítače se periodicky volají bloky AD převod a kalibrace pro červenou a infračervenou diodu.

Blok probuzení má za úkol uvést procesor do stavu, kdy je schopen přijímat data a zakázat přerušení od změny na portu RB5 (vstup je sdílen s modulem EUSART, vývodem RX).

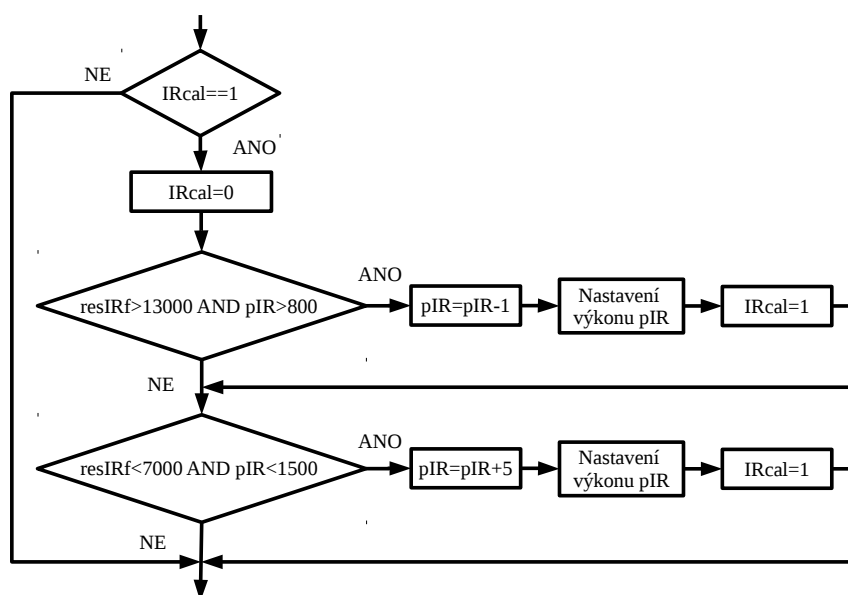
Je-li přijat znak modulem EUSART, dojde k přerušení a zavolán blok příjem. Tento blok má za úkol vyhodnotit přijatý byte.



Obrázek 5.3: Blok příjem

Znak 0x00 by neměl být přijat, jelikož je tato hodnota definována jako hodnota určená k probuzení procesoru. Tato hodnota je tedy přijata v případě, že procesor nespí a byl požádán o probuzení. Znak 0x01 značí, že je vzdáleným zařízením vyžádána kalibrace výkonu LED diod označí tedy LED diody v globálních proměnných za nekalibrované a nastaví globální proměnnou stavu na hodnotu 0x01 (probíhá kalibrace). V případě přijetí znaku 0x02 je nastavena proměnná sleepstat na hodnotu 1 (tj. požadavek na dokončení cyklu).

Bloky kalibrace pro červenou i infračervenou diodu jsou principiálně totožné, liší se pouze limity pro kalibrace a vyhodnocovanou proměnnou.



Obrázek 5.4: Blok kalibrace pro infračervenou diodu



Daný blok se provede pouze pokud je to povoleno příslušnou proměnnou (Rcal a IRcal). Pokud je toto splněno, příslušná proměnná je nastavena na nulovou hodnotu a v případě, že není třeba kalibrovat (tj. příslušný vzorek je již v rozsahu 7000 až 13000), není nastavena zpět na hodnotu 1 a v dalším cyklu tedy není kalibrace znovu provedena.

Pokud je filtrovaný vzorek větší než 13000, je vyzařovaný výkon příslušnou diodou příliš velký a je třeba jej snížit. Snížování proměnné pIR je možné jen do hodnoty 800, další snížování by bylo již zbytečné (v oblasti 0 až 800 dioda prakticky žádný výkon nevyzařuje - dáno VA charakteristikou infračervené diody a diody na přechodu báze-emitor tranzistoru).

Pokud je filtrovaný vzorek nižší než 7000, je naopak přijímaný výkon příliš nízký a je tedy třeba zvýšit vysílaný výkon, ten je také omezen a to výkonovými parametry součástek.

Požadavek na udržení vzorku v rozsahu 7000 až 13000 jsou shodné pro oba kanály. V závislosti na tom, zda se jedná o infračervenou či červenou diodu se však liší limitní výkony pro jednotlivé diody. To je dáno jednak odlišnými VA charakteristikami červené a infračervené diody a druhou různou citlivostí fotodiody v IR oblasti a oblasti červené barvy, ze stejného důvodu se liší také přírůstky výkonů. Použité limity jsou v následující tabulce:

stav	přírůstek pR	limit pR
resRf > 13000	-1	1000
resRf < 7000	+10	2700

**Tabulka 5.2:** Parametry kalibrace výkonu červené diody

stav	přírůstek pIR	limit pIR
resRf > 13000	-1	800
resRf < 7000	+5	1500

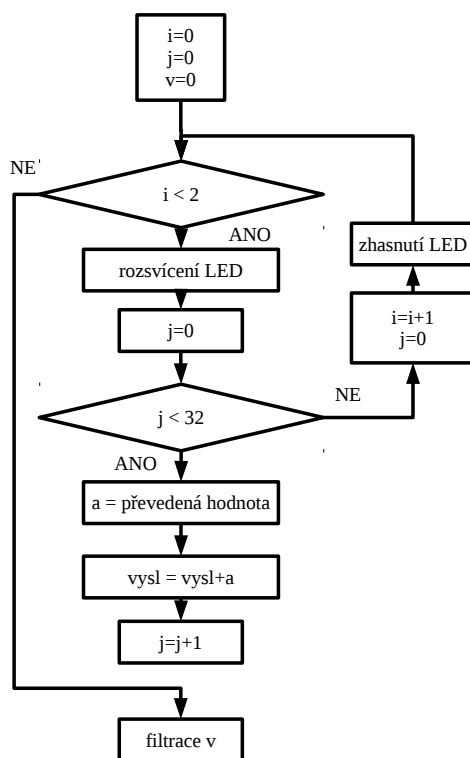
**Tabulka 5.3:** Parametry kalibrace výkonu infračervené diody

Kladné přírůstky jsou v absolutní hodnotě navrženy jako větší než záporné. Tento návrh má dva důvody - větší přírůstek má za následek urychlení kalibrace, dále se mění pravděpodobnostní rozložení, kam spadne výsledný vzorek (bude blíže chtěným 13000, což snižuje kvantizační šum). Tento návrh vychází z předpokladu, že po vsunutí prstu do měřícího přístroje bude úroveň signálu příliš nízká (menší než 7000) a s kladným přírůstkem (hrubé nastavení) se dostane až za hranici 13000. Za touto hranicí bude použit záporný přírůstek, který je v absolutní hodnotě nižší než kladný (tj. nastavení bude jemnější), čímž se výsledný signál dostane pod hodnotu 13000. Může se ovšem stát, že hodnota padne do příslušného intervalu již v době zvyšování výkonu, i v tomto případě platí, že čím vyšší přírůstek, tím vyšší pravděpodobnost vyšší úrovně signálu. V případě, že bude úroveň signálu příliš vysoká již na začátku kalibrace, může být k dosažení konečného stavu zapotřebí více času (použití pouze záporného přírůstku).

Blok AD převodu má za úkol provést AD převod, případnou filtraci dat a jejich uložení do globálních proměnných. Vzhledem k faktu, že použité převodníky jsou s postupnou aproximací a dosahují pouze 10 bitového rozlišení, je provedena metoda oversamplingu - tj. je provedeno několik převodů. Tento blok se liší v závislosti na použité metodě rušení okolního záření:

- pomocí detekce na hraně RC článku
- pomocí RC článku s elektronickým spínačem

Provádí-li se detekce na hraně RC článku, na začátku měření nesvítí žádná z diod - provede se série  $M = 32$  AD převodů reprezentující pozadí (potlačené okolní osvětlení a případný přesah od posledního pulsu) s maximální možnou vzorkovací frekvencí a tyto výsledky jsou akumulovány. Poté se rozsvítí příslušná LED a provede se stejná série převodů, které jsou také akumulovány, dioda je po skončení převodů zhasnuta. Celý proces se opakuje  $N = 2$  krát.



**Obrázek 5.5:** Blok AD převodu pro detekci na hraně CR článku

Filtrací je v daném bloku myšlena realizace exponenciálního zapomínání pro potlačení 50 Hz rušení:

$$v_f = \frac{v + 15 \cdot v_f}{16}$$

Volba hodnoty 16 byla zvolena z důvodu, že je možné realizovat dělení 16 pomocí bitového posuvu vpravo (o 4 bity). Násobení 15 lze realizovat jako

násobení 16 a odečtení jedné hodnoty  $v_f$ :

$$v_f = \frac{v + 16 \cdot v_f - v_f}{16}$$

Jak již bylo řečeno, dělení a násobení mocninou dvojky lze realizovat pomocí bitového posuvu. Lze tedy tento výpočet realizovat i na výpočetně slabém mikropočítači poměrně rychle.

Pokud je v obvodu zařazen obvod pro rušení okolního osvětlení s pomocí RC článku s elektronickým spínačem, předpokládá se, že na začátku bloku byly zhasnuty obě LED a spínač byl septuný - probíhalo nabíjení kapacitoru na hodnotu danou okolním osvětlením. Dojde tedy k rozepnutí spínače, poté k rozsvícení příslušné LED. Provede se série  $2 \cdot N \cdot M$  AD převodů, které se akumulují, po skončení převodů je příslušná LED opět zhasnuta. Tato realizace neumožňuje měření úrovně okolního osvětlení.

## 5.2 Mobilní aplikace

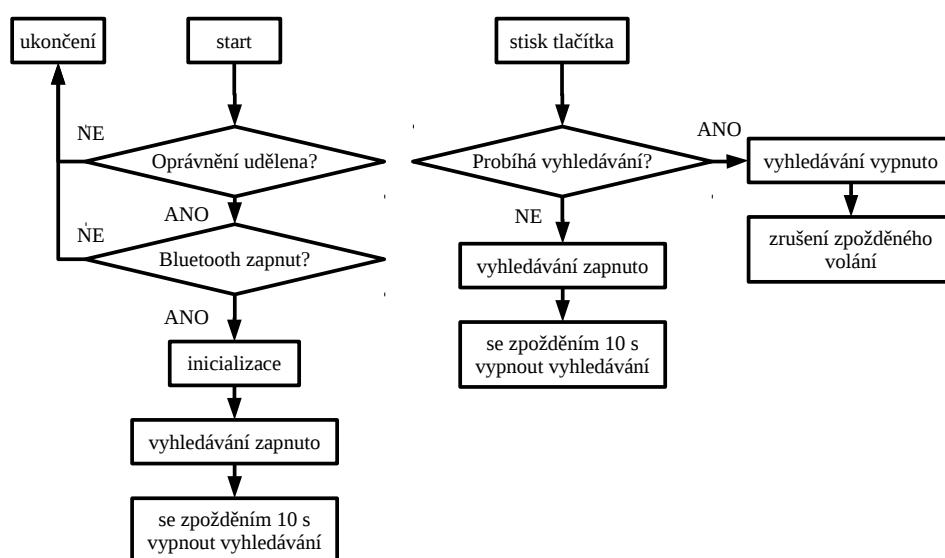
Kapitola se zabývá vývojem mobilní aplikace pro platformu Android. Aplikace by měla být schopná zobrazit seznam viditelných Bluetooth Low Energy zařízení v okolí, připojit se ke zvolenému zařízení, přijímat, zpracovávat a zobrazovat data ze zvoleného zařízení.

Android API od verze 18 implementuje funkcionalitu související se standardem Bluetooth Low Energy. Od verze 21 jsou některé původní funkce (především v souvislosti s vyhledáváním) označeny jako zastaralé a nahrazeny novými. Z tohoto důvodu byla zvolena minimální verze API 21. V souvislosti s vývojem aplikace stojí také za zmínku, že je od API verze 23 nutné provádět kontrolu dotčených oprávnění, která mohou být uživatelem odebrána.

Celá aplikace je rozdělena do dvou aktivit:

- MainActivity - je spuštěna po spuštění aplikace; jejím hlavním úkolem je zobrazení okolních zařízení a spuštění DeviceActivity
- DeviceActivity - spuštěna, pokud je vybráno vzdálené zařízení; jejím hlavním úkolem je iniciovat spojení se zařízením, na vyžádání provést měřicí rutinu, filtrovat, zpracovávat a zobrazovat přijatá data a výsledky

### 5.2.1 DeviceActivity



Obrázek 5.6: Blokové schéma DeviceActivity; redukováno

Spuštěním aktivity se nejprve provede kontrola oprávnění. Vzhledem k faktu, že Bluetooth Low Energy zařízení částečně umožňují i lokalizaci, je nutné, aby aplikace měla oprávnění `ACCESS_COARSE_LOCATION`. V případě, že oprávnění není uděleno, je uživatel vyzván prostřednictvím systémového okna k udělení oprávnění, pokud odmítne, aplikace je ukončena.

V případě, že je uděleno příslušné oprávnění, dojde k inicializaci uživatelského rozhraní. Dále je pomocí funkce `getSystemService()` získán přístup ke službě Bluetooth - funkce vrací instanci třídy `BluetoothManager`, jejíž metoda `getAdapter()` vrací instanci třídy `BluetoothAdapter`. Ta již umožňuje přístup k následujícím metodám:

- `isEnabled()` - vrací `true`, pokud je Bluetooth povolen, jinak `false`
- `getBluetoothLeScanner()` - vrací instanci třídy `BluetoothLeScanner`

Pomocí metody `isEnabled()` je tedy zkontrolováno, zda je Bluetooth zapnut, pokud tomu tak není, uživatel je vyzván prostřednictvím systémového okna, aby tak učinil; pokud odmítne, aplikace je ukončena.

Třída `BluetoothLeScanner` disponuje především následujícími metodami:

- `stopScan(ScanCallback mScanCallback)`
- `startScan(ScanCallback mScanCallback)`

Callback musí v daném případě přepisovat metodu `onScanResult(int callbackType, ScanResult result)`, ta je volána pokaždé, když je nalezeno nové zařízení. Tato metoda je v tomto případě přepsána tak, aby přidala nové zařízení do seznamu.

Každá položka v seznamu je prezentována jako dvouřádková, kde na prvním řádku je název nalezeného zařízení a na druhém je zmenšeným písmem MAC adresa daného zařízení. Definice prototypu jednoho řádku je ve vlastním XML souboru. Celý seznam je prezentován třídou typu `ListView`. Pro manipulaci s daty v seznamu je nutné přiřadit seznamu adaptér.

Adaptér je v tomto případě nutné vytvořit vlastní rozšířením třídy `BaseAdapter`, nový adaptér je třídy `LeDeviceListAdapter`. Přidává seznam nalezených zařízení - tj. `ArrayList` třídy `BluetoothDevice` a lze tedy snadno mazat, přidávat zařízení. Důležité je ovšem přepsat metodu `getView(int i, View convertView, ViewGroup viewGroup)`, která je automaticky volána při vykreslování celého seznamu a má za úkol vrátit proměnnou typu `View` pro vykreslení *i*-tého řádku. Chová se tedy jako jakýsi konvertor mezi polem v programu a seznamem, který uživatel vidí.

Dále je nastaven callback, který při klepnutí na příslušnou položku v seznamu spustí `DeviceActivity` a předá jí informaci o adrese a názvu vybraného zařízení. Tato událost není na blokovém schématu znázorněna.

## ■ 5.2.2 DeviceActivity

Aktivita již předpokládá, že zařízení je vybráno a zná tedy jeho MAC adresu, která je klíčová pro připojení k danému zařízení.

### ■ Inicializace UI

Jedná se prakticky pouze o počáteční nastavení grafu - tj. vypnutí mřížky, přiřazení datových řad a nastavení jejich barev. Datové řady jsou prozatím prázdné.

### ■ Inicializace BLE

Aby bylo možné připojit se ke vzdálenému zařízení, je nutné podniknout následující kroky [13]:

- získat instanci třídy `BluetoothManager`, pomocí tohoto objektu získat instanci třídy `BluetoothAdapter` stejně jako v předchozím případě
- získat instanci třídy `BluetoothDevice` reprezentující vzdálené zařízení - to je učiněno pomocí metody `getRemoteDevice(address)` ze třídy `BluetoothAdapter`
- připojit se k GATT serveru vzdáleného zařízení pomocí metody `connectGatt(context, boolean autoconnect, callback)` ze třídy `BluetoothDevice`, ta vrací instanci třídy `BluetoothGatt`

Metoda přijímá jako poslední parametr callback, který je nutné definovat. Zde je nutné přepsat následující metody [13]:

- `onConnectionStateChange(BluetoothGatt gatt, int status, int newState)` - tato metoda je volána, pokud je změněn stav připojení, tj. pokud dojde



a buffer je značen za naplněný. Pointer tedy ukazuje na nejstarší hodnotu (v případě, že je buffer již naplněn). Průběh metody je nutné obalit do synchronizovaného bloku, aby bylo předejito přepisu dat při jejich čtení.

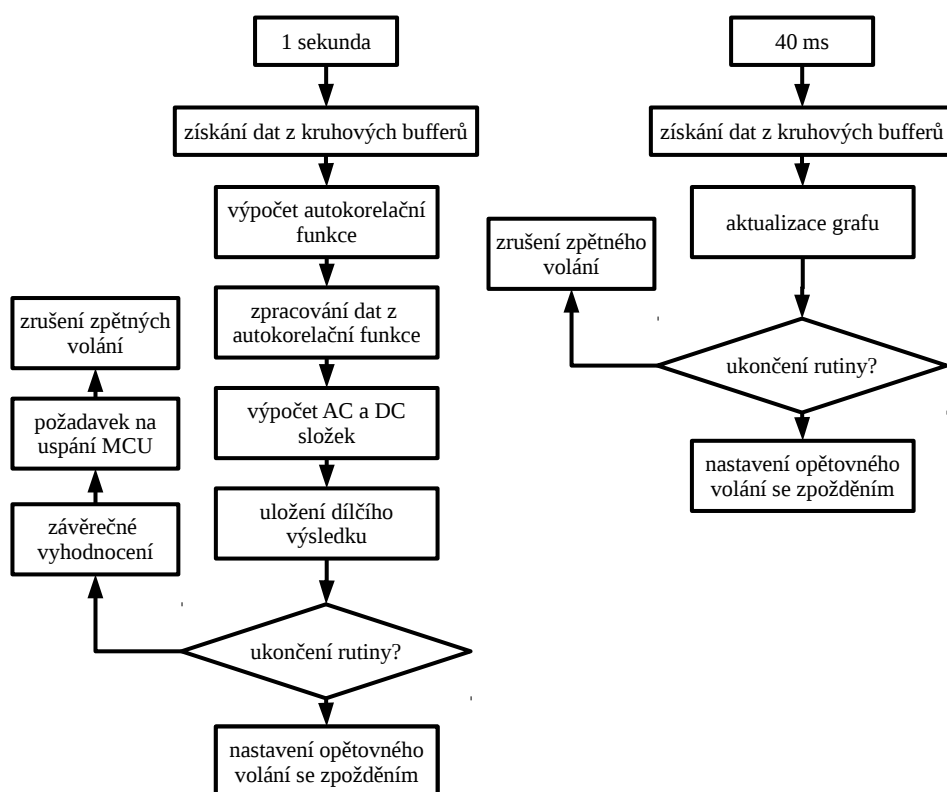
Metoda `getCopy()` vrací v případě, že je buffer plný, pole stejné délky jakou má buffer. Hodnoty jsou sezařeny od nejstarší po nejnovější. V případě, že není buffer naplněn, pole má maximální možnou délku. Zavoláním metody jsou nejprve vytvořeny lokální kopie proměnných téže třídy v synchronizovaném bloku kódu, čímž je předejito tomu, aby data byla změněna v průběhu vytváření lokálních kopií. Využití těchto lokálních kopií namísto synchronizace celé metody je vhodné především z důvodu, aby byl synchronizovaný blok co možná nejkratší a nedocházelo ke zbytečnému blokování metody `add()`.

Dle zkušeností by bez synchronizačních bloků docházelo jednak k přepisu vlastního hodnot v poli v průběhu jejich vyčítání, což v krajním případě vyvolá výjimku `ConcurrentModificationException`, v jiných případech může docházet k přepisu limitů (vlivem přepisu pointeru) v cyklech pro výčet a tím k výjimce `ArrayIndexOutOfBoundsException`, dále je také možné, že vrácené pole nebude kompletní a bude vyplněno nulovými hodnotami.

### ■ Měřicí rutina

Je provedena, pokud uživatel klepne na příslušné plovoucí tlačítko. Následuje série kroků, které je nutné udělat:

- je vyžádáno probuzení mikroprocesoru zapsáním příslušného znaku do charakteristiky
- pokud dojde k úspěšnému probuzení, mikroprocesor začne vysílat data spolu se svým stavem (tj. stav 0 - normální stav)
- aplikace vyžádá kalibraci LED diod zapsáním příslušného znaku do charakteristiky
- mikroprocesor vysílá po dobu kalibrace stavovou informaci 1 - probíhá kalibrace
- mikroprocesor po dokončení kalibrace začne vysílat opět stavovou informaci 0 - normální stav
- přijatá data jsou filtrována, ukládána do kruhových bufferů a průběžně kalkulovány hodnoty tepové frekvence a kyslíkové saturace
- po přijetí dostatečného množství dat je měřicí rutina ukončena a je vyžádáno usnutí mikroprocesoru
- průběžně kalkulovaná data jsou vyhodnocena a je zobrazen konečný výsledek



Obrázek 5.7: Vývojový diagram měřící rutiny

Pro výpočet kyslíkové saturace je třeba znát stejnosměrnou i střídavou složku užitečného signálu. Pro odstranění okolního rušení (například 50 Hz) je nutné signál filtrovat. To je realizováno pomocí FIR filtru.

Při návrhu filtru je vhodné vzít v úvahu, že spektrum užitečného signálu je poměrně úzké (například tepová frekvence 180 tepů za minutu odpovídá frekvenci 3 Hz). Vyšší (4. a dále) harmonické mají zanedbatelnou hodnotu - signál nevykazuje skokové změny. Byl tedy navržen filtr typu dolní propust s mezní frekvencí v oblasti 10 Hz.

Je navrhováno, aby byl výpočet tepové frekvence prováděn pomocí autokorelační funkce infračerveného signálu. Další výklad k autokorelaci předpokládá, že veškeré posloupnosti mají nulovou stejnosměrnou složku. To je v praxi zajištěno odečtením střední hodnoty signálu od původní posloupnosti  $x'[n]$  délky  $N$  tj.:

$$x[n] = x'[n] - \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=0}^N x'[i]$$

Uvažme nevychýlený odhad autokorelační funkce pro  $N$  bodů [14]:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-k} \frac{x[n] \cdot x[n-k]}{N-k}, k \in \langle 0, N-1 \rangle$$

Z výrazu je zřejmé, že platí linearita (tj. součet odhadů dvou posloupností stejné délky je odhad posloupnosti dané součtem těchto dvou posloupností).



Pro periodickou posloupnost platí, že její nevychýlený odhad autokorelační funkce je také periodický se stejnou periodou. Pro nekorelovaný šum platí, že jeho hodnota vykazuje nejvyšší hodnotu odhadu autokorelační funkce v bodě 0 (tj. výkon šumu), v ostatních bodech jej lze považovat téměř za nulový. Pro odhad míry zašumění signálu lze tedy využít následující úvahy. Necht  $x[n]$  je dána součtem periodické posloupnosti  $x_1$  s periodou  $M$  a nekorelovaného šumu  $x_2$ :

$$x[n] = x_1[n] + x_2[n]$$

Pro odhad autokorelační funkce platí:

$$X[n] = X_1[n] + X_2[n]$$

V bodě 0 je autokorelační funkce rovna výkonu signálu - tj. součtu dílčích výkonů šumu a periodického signálu:

$$X[0] = P_1 + P_2$$

V bodě  $M$  (tj. posunutí o jednu periodu) je vzájemný výkon periodické funkce a jejím posunutím o jednu periodu totožný; vzájemný výkon nekorelovaného šumu posunutý o tuto periodu je prakticky nulový:

$$X[M] = X_1[M] + X_2[M] = P_1 + 0 = P_1$$

Výkon šumu lze tedy získat:

$$P_2 = X[0] - X[M]$$

Bude-li posloupnost  $x[n]$  periodická, pak nevychýlený odhad autokorelační funkce bude také vykazovat periodicitu se stejnou periodou jako původní signál. Vzhledem k faktu, že se jedná o konečnou posloupnost, je pro vyhodnocení výhodnější nevztahovat hodnotu k počítaným bodům, ale k délce celé posloupnosti, čímž je snížena hodnota bodů v bodech, které nejsou počítány z dostatečného množství bodů původní posloupnosti:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-k} \frac{x[n] \cdot x[n-k]}{N}, k \in \langle 0, N-1 \rangle$$

Globální maximum této funkce je pak v bodě 0, pro výpočet tepové frekvence (základní frekvence) je ovšem důležitá poloha prvního lokálního maxima. Vzhledem k faktu, že signál může být zašuměn, hledá se jednak globální maximum za prvním minimem a druhak první maximum za prvním minimem. Dále je vypočítán nevychýlený odhad v těchto bodech a je porovnán s hodnotou autokorelační funkce v bodě 0 pro odhad šumových vlastností a tím i relevance výsledku. Relevance je tedy posuzována podle následujících faktorů:

- nalezený bod je první maximum za prvním minimem ve vychýleném odhadu



- dílčí výsledky jsou vyřazeny, pokud je dílčí výsledek vyřazen i v při počítání tepové frekvence
- výsledná kyslíková saturace je stanovena jako medián z nevyřazených hodnot

### ■ 5.2.3 Uživatelské rozhraní

Pro interakci s uživatelem je využito uživatelského rozhraní ve stylu Material Design, které bylo jasnou volbou pro danou aplikaci. Vývoj vlastního uživatelského rozhraní by byl časově náročný a byl by pravděpodobně snížen i uživatelský komfort - Material UI je využito v mnoha aplikacích včetně systémových, z čehož plyne uživatelská zkušenost s tímto rozhraním.

Pro uživatelsky komfortní návrh je vhodné se držet dostupných návrhových pravidel. Jedná se především o minimální odstupy, umístění položek aj.. Dále je vhodné držet se doporučených barevných schémat, která poskytují dostatečný kontrast. Pro aplikaci je nutné zvolit alespoň tři základní barvy:

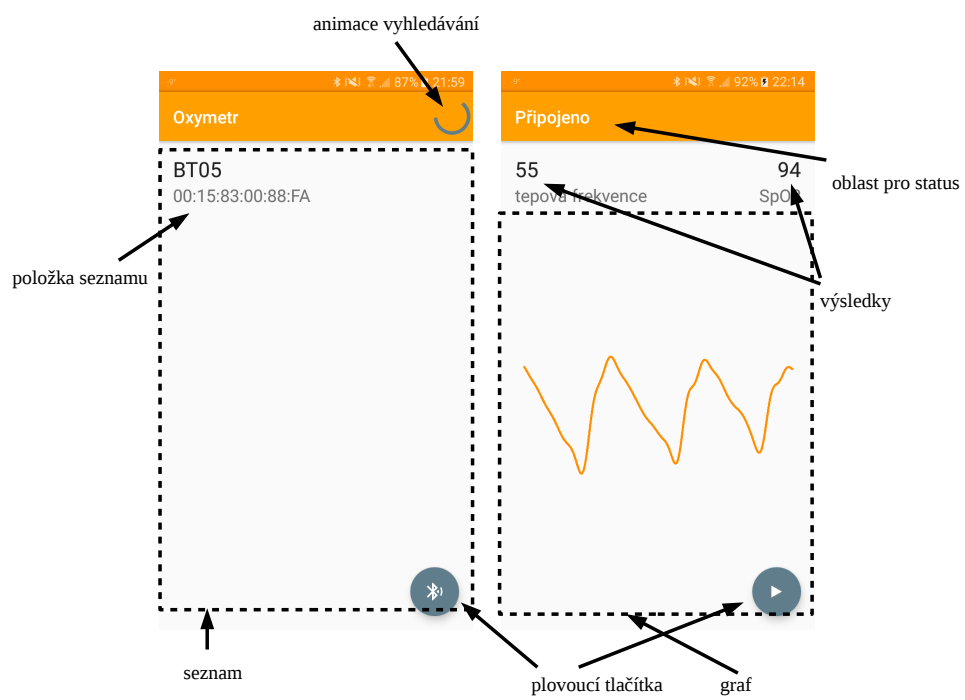
- základní barva - určuje hlavní barevné schéma aplikace, tj. především záhlaví
- tmavá základní barva - určuje především podbarvení stavového řádku, je doporučeno, aby tato barva méně jasná, než základní, avšak měla stejný tón
- barva akcentu - tuto barvu je vhodné volit jako výrazně rozdílnou od barvy základní, vhodná například na podbarvení tlačítek, posuvníků, označení aktuální karty, kresbu grafů aj.

Aktivita MainActivity se po stránce UI skládá z následujících elementů:

- horní toolbar pro zobrazení názvu aplikace a animace při vyhledávání
- element ListView pro zobrazení výsledků vyhledávání vyplňuje zbytek okna
- plovoucí tlačítko v pravém dolním rohu pro spuštění/zastavení vyhledávání

Aktivita DeviceActivity se skládá z elementů:

- horní toolbar pro zobrazení aktuálního stavu - Připojeno, Odpojeno, Kalibrace a další
- pod toolbarem je v celé šířce zobrazena aktuálně vypočtená tepová frekvence (zarovnáno vlevo) a kyslíková saturace (zarovnáno vpravo)
- zbytek plochy vyplňuje element grafu
- dolní plovoucí tlačítko, pro spuštění měřicí rutiny



**Obrázek 5.8:** MainActivity (vlevo) a DeviceActivity (vpravo)

## Kapitola 6

### Praktické realizace

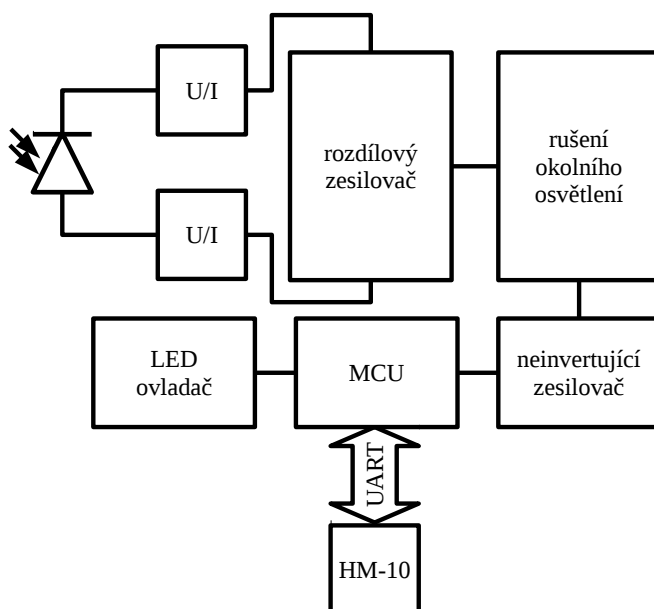
V rámci této práce bylo navrženo několik variant řešení v různé míře realizace:

- varianty Ax označují celková vlastní řešení, tj. výběr a návrh snímače, LED ovladače, analogového předzpracování
- varianta B využívá integrovaného řešení MAX30100

Všechny varianty mají společnou koncovou část - měly by být schopny spolupracovat se stejnou mobilní aplikací, mikroprocesor komunikuje se stejným BLE modulem HM-10.

#### 6.1 Varianta A1

Tato varianta dosahuje středního stupně složitosti.



Obrázek 6.1: Blokové schéma varianty A1

Signál je snímán z fotodiody pomocí dvou převodníků proud-napětí (pro kladný i záporný směr). Oba tyto signály jdou na vstup rozdílového zesilovače, toto řešení má dvě výhody:

- zvýšení citlivosti
- částečné potlačení proudového offsetu

Zvýšení citlivost je popsáno v kapitole (3.3.2). Proudový offset operačního zesilovače je částečně potlačen tím, že proud je převáděn na napětí v kladném i záporném směru a budou-li mít oba tyto převodníky stejný proudový offset, bude na výstup indukováno stejné offsetové napětí. To je poté eliminováno v rozdílovém zesilovači. Je zřejmé, že toto platí pouze za podmínky, že mají oba operační zesilovače stejný offsetový proud; pokud ne, dochází pouze k částečné eliminaci. Aby se vlastnosti obou OZ lišily co možná nejméně, je vhodné zvolit tuto dvojici OZ v jediném pouzdře.

K eliminaci okolního osvětlení slouží RC článek, který je řazen mezi výstup rozdílového zesilovače a vstup koncového zesilovače.

V navrženém uspořádání je nutné využít virtuální země na polovině napájecího napětí. Referenční napětí je zajištěno pomocí odporového děliče, pro transformaci výstupního odporu tohoto zdroje je využit napěťový sledovač.

### ■ 6.1.1 LED ovladač

Pro účely řízení výkonu LED diodami byl zvolen ovladač s DA převodníkem zejména z důvodu vyloučení problémů se zvlnění v případě konstrukce s PWM regulátoru.

Byl zvolen dvoukanálový DA převodník MCP4822 pro každou LED a dvojice tranzistorů BC817-25 v pouzdře SOT23, jejichž výkonové parametry vyhovují dané aplikaci.

Referenční DA převodníku je přímo napájecí napětí. Při návrhu je využito napájecího napětí 3,3 V. Při proudu kolektorem 100 mA je  $h_{FE}$  rovno přibližně 160, tento proud je maximální uvažovaný - tj. v případě, že je na vstupu zesilovače napájecí napětí 3,3 V. Proud bázi je pak:

$$I_B = \frac{I_C}{h_{FE}} = \frac{100}{160} \text{ mA} = 0,625 \text{ mA}$$

Napětí na bázi uvažme 0,7 V, napětí na rezistoru je tedy:

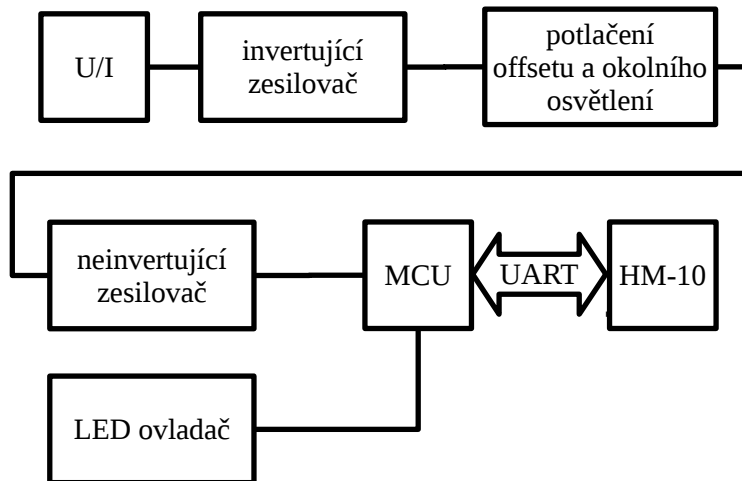
$$U_R = 3,3 \text{ V} - U_D = 2,6 \text{ V}$$

Proud bázi a rezistorem je stejný, rezistor tedy musí být:

$$R = \frac{U_R}{I_R} = \frac{2,6}{0,625} \text{ k}\Omega = 4,1 \text{ k}\Omega$$

## 6.2 Varianta A2

Tato varianta vznikla na základě zkušeností s variantou A1, některé části byly zjednodušeny, jiné se staly více komplexní.



Obrázek 6.2: Blokové schéma varianty A2

Namísto diferenciálního vyhodnocení se měří pouze jeden směr proudu fotodiodou - proudový offset je v technologii JFET velmi nízký. Přesto se tento nízký proudový offset převede na napěťový offset a dojde k mezizesílení, čímž je do signálu přidán další napěťový offset.

Mezisesilovač má za úkol zesílit signál tak, aby úroveň užitečného signálu byla podstatně větší než napěťový offset koncového neinvertujícího zesilovače. Offset přidáný I/U převodníkem a prvním zesilovacím stupněm je eliminován pomocí filtru okolního osvětlení přímo po mezisesílení.

LED ovladač je totožný s variantou A1.

Při návrhu zesílení jednotlivých zesilovačů je výhodné začít od požadované napěťové úrovně před AD převodníkem procesoru. Maximální hodnota je v tomto bodě rovna napětí 1,5 V.

Typická hodnota napěťového offsetu zesilovače TL074 je 3 mV. Úroveň signálu musí tedy být podstatně větší než tato hodnota - zvolíme tedy 300 mV. Zesílení zesilovače je tedy 5.

Při volbě kapacity kondenzátoru a hodnoty rezistoru (tj. volbě časové konstanty  $\tau$ ) je možné vyjít z tabulky (3.2). Zvolíme, že kapacitor je nutné nabít na 99,9% hodnoty okolního osvětlení, z čehož plyne poměr časové konstanty a doby, po kterou bude kondenzátor nabíjen:

$$\frac{t}{\tau} = 4,605\tau = R \cdot C = \frac{4,605}{t}$$

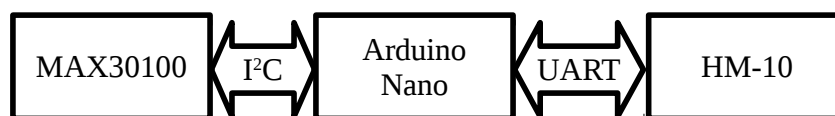
Pro dobu nabíjení 100  $\mu$ s je tedy  $\tau = 460 \cdot 10^{-6}$ , což je přibližně splněno použitím rezistoru o velikosti 1,6 k $\Omega$ a kapacitě kondenzátoru 180 nF.

Maximální proud fotodiodou uvažme  $-0,1 \mu\text{A}$  a ve zpětné vazbě rezistor  $100 \text{ k}\Omega$ , napětí na výstupu OZ pak bude  $-10 \text{ mV}$ . Pomocí invertujícího zesilovače je pak nutné zajistit transformaci tohoto napětí na  $300 \text{ mV}$ . Zesílení invertujícího zesilovače musí být tedy  $-30$ .

Tato varianta je ekonomicky výhodnější než varianta A1 (zapotřebí je pouze čtveřice operačních zesilovačů), umožňuje také dosáhnout nižší hodnoty kvantizačního šumu, neboť jako reference pro AD převodník může posloužit napájecí napětí a polovina napájecího napětí (v porovnání s celým rozsahem napájecího napětí u varianty A1). Dále není třeba provádět dvojici měření (před rozsvícením a po zhadnutí LED) a zbylý čas lze použít pro zvýšení bitové hloubky vzorků metodou oversamplingu.

### 6.3 Varianta B

Varianta B využívá integrovaného řešení MAX30100. Jedná se o nejjednodušší variantu, čímž se dále snižují nároky na mikroprocesor - je zapotřebí pouze dvojice vývodů pro napájení, dvojice vývodů pro komunikaci prostřednictvím sběrnice I<sup>2</sup>C a dvojice vývodů pro komunikaci prostřednictvím UART; pokud bude požadováno měření napájecího napětí, mikroprocesor by měl disponovat alespoň jedním analogovým vstupem a modulem vnitřní napěťové reference.



**Obrázek 6.3:** Blokové schéma varianty B

Jádro obvodu MAX30100 je nutné napájet pomocí nominálního napětí  $1,8 \text{ V}$ ; napájení LED diod pomocí nominálního napětí  $3,3 \text{ V}$ . Do této varianty je tedy nutné zařadit stabilizátor napětí na  $1,8 \text{ V}$ .

Tato varianta byla experimentálně zprovozněna pomocí zakoupeného modulu s obvodem MAX30100, který kromě obvodu dále disponuje dvojicí stabilizátorů napětí (na  $3,3 \text{ V}$  a  $1,8 \text{ V}$ ), filtračními kondenzátory těchto napětí a trojicí pull-up rezistorů (vývody sběrnice I<sup>2</sup>C SCL a SDA a vývod INT). Namísto MCU bylo použito vývojové desky Arduino Nano, pro komunikaci s mobilním telefonem bylo využito modulu HM-10.

Obvod je nastaven pomocí příslušných registrů tak, aby prováděl 16 bitové vzorky (tj. nejvyšší možné rozlišení) resp. doba svitu každé z diod je  $1,6 \text{ ms}$ ; vzorkovací frekvence je nastavena na  $100 \text{ Hz}$ , vzorky jsou z paměti vyčítány s vyšší frekvencí ( $122 \text{ Hz}$ ) - tj. některé vzorky jsou opakovány. Program neimplementuje kalibraci LED diod a neumožňuje přejít do režimu spánku.

Z ekonomického hlediska je nutné vzít v úvahu fakt, že u varianty B není nutné využívat takové množství součástek jako u varianty A. V tomto směru je hlavní výhodou fakt, že není nutné používat DA převodník pro LED ovladač, který u variant A tvoří hlavní složku výsledné ceny (cena je srovnatelná s Bluetooth modulem HM-10 a je i vyšší než cena použitého



MCU). Cena výsledného výrobku by mohla být dále snížena náklady na výrobu plošného spoje (menší rozměry) i náklady na pájení plošného spoje (nižší počet součástek).

Experimentálně bylo ověřeno, že obvod MAX30100 je možné využít pro danou aplikaci. Výhody tohoto obvodu jsou kompaktní rozměry, cena a fakt, že veškeré nastavení je možné provést softwarově ve firmwaru mikroprocesoru a není nutná fyzická výměna součástek. Nevýhodou v tomto případě je fakt, že nelze provést jemnější nastavení proudu LED diodami. Využitý firmware není dostatečně komplexní pro konečné řešení, má pouze demonstrační charakter. Konečné řešení varianty B by bylo vhodnější vyvíjet přímo na vybraném mikroprocesoru, přičemž by bylo možné využít zavedených principů z variant A1 a A2 (namísto AD převodu by bylo prováděno čtení vzorků z paměti obvodu, algoritmus kalibrace by mohl být totožný, avšak namísto komunikace s DA převodníkem by probíhala komunikace s obvodem). Experiment dále ukázal, že reflexní řešení senzoru poskytuje nižší hodnotu střídavých složek signálu než řešení transmisní.



## Kapitola 7

### Závěr

V rámci diplomové práce byl čtenář seznámen se základními teoretickými principy pulsní oxymetrie jakožto metody pro měření kyslíkové saturace v periferní krvi a tepové frekvence.

Byl vytvořen souhrn hardwarových komponent, jejichž vlastnosti by mohly být nápomocny při řešení zadaného problému. Byla popsána a realizována metoda řízení výkonu LED diody s využitím DA převodníku. Z ekonomických důvodů byla navržena levnější metoda pro řízení výkonu LED za použití PWM regulátoru, která byla podrobena simulaci.

Byl zvolen vhodný fotodetektor pro optoelektrickou přeměnu a popsány komponenty pro další analogové předzpracování signálu. V rámci analogového předzpracování signálu byly popsány metody pro filtraci okolního osvětlení, dvě z těchto metod byly realizovány. Jako nejvhodnější byla zvolena metoda RC článku se spínačem, neboť dosahuje srovnatelných výsledků jako metoda s obvodem Sample-Hold, je však méně finančně náročná a obvodově jednodušší.

Byl vybrán vhodný mikroprocesor pro varianty A1 a A2 s ohledem na dostupná komunikační rozhraní, dostatek analogových vstupů a vstupně-výstupních vývodů a napájecí napětí. Dále byl vybrán vhodný Bluetooth Low Energy modul s ohledem na energetickou náročnost.

Byla provedena a experimentálně ověřena možnost využití integrovaného senzoru pulsního oxymetru. Závěrem experimentu je, že využitím tohoto senzoru lze velmi zredukovat rozměry výsledného výrobku a snížit finanční náklady. Daný senzor byl shledán jako vhodným pro danou aplikaci.

Popsány byly principy technologie Bluetooth se zaměřením na Bluetooth Low Energy a její demonstrace na profilu pulsního oxymetru. Byl však navržen a implementován vlastní komunikační protokol nabízející přenos snímaných vzorků pletysomografických křivek. Protokol byl dále navržen jako rozšiřitelný o další položky (napájecí napětí, teplota aj.).

Ze softwarového hlediska byl navržen a implementován firmware pro mikroprocesor, který tvoří hlavní řídicí část modulu pulsního oxymetru. Mikroprocesor je schopný sám sebe uvést do režimu spánku, v případě potřeby provádět kalibraci výkonu LED diod. AD převod je řízen pomocí nastaveného čítače a je provádět tak, aby nedocházelo ke změně vzorkovací frekvence. Firmware pro variantu A1 a A2 jsou odlišné pouze v detailech, principy zůstávají zachovány.

Vyvinuta byla též mobilní aplikace. Ta umožňuje zobrazit nedaleká Blue-

tooth Low Energy zařízení a umožní uživateli se k vybranému připojit. Dále je schopna přijímat, filtrovat, zobrazit a zpracovat data z tohoto zařízení. Byl implementován princip dílčího měření tepové frekvence na základě vychýleného i nevychýleného odhadu autokorelační funkce; implementován je i dílčí výpočet kyslíkové saturace. Dílčí výpočty jsou součástí celé měřicí rutiny, na jejímž konci jsou tyto výsledky vyhodnoceny dle relevance. Celá rutina probíhá v koordinaci se vzdáleným zařízením - probuzení, kalibrace, měření a opětovné usnutí.

Celkem byly navrženy a realizovány tři varianty hardwarového/firmwarového řešení kompatibilní s navrženou mobilní aplikací díky navrženému protokolu.

Varianta A1 dosahuje středního stupně složitosti. Jako největší slabina je zde shledán obvod na rušení okolního osvětlení pomocí CR článku, který neposkytuje dostatečnou flexibilitu - omezuje dobu měření, čímž je snížena přesnost měření.

Varianta A2 je částečným zjednodušením varianty A1, dle zkušeností s variantou A1 bylo zjednodušeno, co zjednodušeno být mohlo. Kritická část byla odstraněna a nahrazena obvodem pro rušení okolního osvětlení pomocí RC článku se spínačem.

Výhledově by mohla být realizována i varianta A3, která by si vzala za cíl testování možnosti využití LED ovladače pomocí PWM regulátoru namísto regulátoru s DA převodníkem. Díky tomu by mohla být snížena cena výsledného výrobku.



## Literatura

- [1] PIC16F/LF1826/27 Data Sheet. *Microchip Technology Inc.* [online]. 1.1.2010 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/41391C.pdf>
- [2] MCP4802/4812/4822 Data Sheet. *Microchip Technology Inc.* [online]. 1.1.2010 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20002249B.pdf>
- [3] Pulse Oximeter Profile. *Bluetooth.org.* [online]. 1.1.2010 [cit. 2015-07-14]. Dostupné z: [https://www.bluetooth.org/DocMan/handlers/DownloadDoc.ashx?doc\\_id=304923](https://www.bluetooth.org/DocMan/handlers/DownloadDoc.ashx?doc_id=304923)
- [4] Pulse Oximeter Service. *Bluetooth.org.* [online]. 14.7.2015 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: [https://www.bluetooth.org/docman/handlers/DownloadDoc.ashx?doc\\_id=304965](https://www.bluetooth.org/docman/handlers/DownloadDoc.ashx?doc_id=304965)
- [5] Bluetooth 4.0 Core Specification. *Bluetooth.org.* [online]. 30.10.2015 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: [https://www.bluetooth.org/docman/handlers/downloaddoc.ashx?doc\\_id=229737](https://www.bluetooth.org/docman/handlers/downloaddoc.ashx?doc_id=229737)
- [6] Pulse Oximeter Design. *Microchip Technology Inc..* [online]. 1.1.2013 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/appnotes/00001525a.pdf>
- [7] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty.* Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [8] WEBSTER, John G. *Design of pulse oximeters.* Philadelphia: Institute of Physics Pub., c1997. ISBN 0750304677.
- [9] Bluetooth Low Energy. *UNIVERSITY OF COLORADO.* [online]. 1.4.2015 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: [http://ecee.colorado.edu/~liue/teaching/comm\\_standards/2015S\\_Bluetooth\\_Low\\_Energy/index.htm](http://ecee.colorado.edu/~liue/teaching/comm_standards/2015S_Bluetooth_Low_Energy/index.htm)
- [10] Nellcor: Pulse oxymetry in depth. *EBME Biomedical Engineering.* [online]. 1.1.2009 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <http://www.ebme.co.uk/arts/nellcor3.htm>

- [11] Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC. *Maxim Integrated*. [online]. 1.1.2014 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [12] HM Bluetooth module datasheet . *fab.cba.mit.edu*. [online]. 8.3.2014 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: [http://fab.cba.mit.edu/classes/863.15/doc/tutorials/programming/bluetooth/bluetooth40\\_en.pdf](http://fab.cba.mit.edu/classes/863.15/doc/tutorials/programming/bluetooth/bluetooth40_en.pdf)
- [13] Bluetooth Low Energy. *Google Inc.* [online].[cit. 2017-01-08]. Dostupné z: <https://developer.android.com/guide/topics/connectivity/bluetooth-le.html>
- [14] SOVKA, Pavel a Petr POLLÁK. *Vybrané metody číslicového zpracování signálů*. Vyd. 2. přeprac. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 80-01-02821-6.

Při vývoji mobilní aplikace byly dále využito konzultací v rámci zahraničního výjezdu na University of Ljubljana. Jejich odborné vedení zajišťoval Asst. Prof. Dr. Grega Jakus



## **Příloha A**

### **Schéma varianty A1**







## **Příloha B**

### **Schéma varianty A2**

