

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKÁLÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Daniel Barvík

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Pulzní oxymetr s mikrokontrolérem
Microcontroller powered Pulse Oximeter

2017

Daniel Barvík

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Daniel Barvík**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Pulzní oxymetr s mikrokontrolérem
Microcontroller powered Pulse Oximeter**
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Tato práce se zabývá návrhem, konstrukcí a implementací pulzního oxymetru. Výsledkem je mikrokontrolérem řízený přístroj s možností metalické a bezdrátové komunikace pro vizualizaci dat v osobním počítači, případně v mobilních technologiích.

V souhrnu je práce charakterizována následujícími body:

1. Teoretický úvod neinvazivního měření saturace hemoglobinu kyslíkem.
2. Návrh a realizace měřicího obvodu s mikrokontrolérem a LED zobrazovačem nasycení.
3. Analýza, návrh a implementace řídicího programu mikrokontroléru.
4. Analýza, návrh a implementace vizualizace v PC zahrnující pulzní vlny, nasycení a tep.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KAUR, Dilpreet. *Pulse Oximeter using ADuC842 Microcontroller A monitoring device for measuring blood oxygen saturation and pulse rate. Neue Ausg.* Saarbrücken: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2012. ISBN 978-3848493180.
- [2] MOYLE, John TB. *Pulse oximetry.* 2nd ed. London: BMJ Books, 2002. ISBN 0-7279-1740-4.
- [3] PENHAKER, Marek a Martin AUGSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1.* 1. vyd. ed. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [3] ROZSYPAL, Hanuš. *Intenzivní péče v infektologii. 2. část: Monitorace v intenzivní péči.* [online]. 2002, [cit. 2009-12-26]. Dostupný z: <http://www1.lfl.cuni.cz/~hroz/infjip3.htm>.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Zdeněk Slanina, Ph.D.**

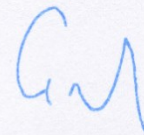
Konzultant bakalářské práce: Ing. Martin Augustynek, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých bylo čerpáno.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Barvík', is positioned above a horizontal dotted line. The signature is written in a cursive style.

Daniel Barvík

Datum odevzdání bakalářské práce: 28. 4. 2017

V Ostravě

dne 28. 4. 2017

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu práce panu Ing. Zdeňku Slaninovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky k vypracování této práce a veškerý čas, který mi věnoval. Rovněž děkuji panu doc. Ing. Martinu Černému, Ph.D. a všem ostatním z řad doktorandů za poskytnutí odborných konzultací. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat celé mé rodině za podporu při studiu.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá fyziologií transportu kyslíku krví pomocí erytrocytů a následné měření nasycení krve kyslíkem pomocí optické metody. Dále se práce zaměřuje na návrh pulzního oxymetru řízeného mikrokontrolérem a jeho realizaci s bezdrátovým přenosem naměřených hodnot pro výpočet tepu a saturace krve kyslíkem. Aplikace pro operační systém Android v programovacím jazyce Java umožňuje přijímat data pomocí Bluetooth komunikace, vypočítat hodnotu saturace, stanovit hodnotu srdečního tepu a zobrazení pulzní křivky.

Klíčová slova

Pulzní oxymetr, Bluetooth 4.0 Low Energy, saturace krve kyslíkem, SpO₂, BLE113, AFE4400

Abstract

This bachelor thesis deals with the physiology of oxygen transport through blood by erythrocytes and subsequent measurement of oxygen saturation of blood using optical method. The thesis is focused on the microcontroller powered pulse oximeter design and its implementation with wireless transmission of measured values for heart rate and oxygen saturation of blood calculation. Android application coded in Java allows data to be received via Bluetooth communication, calculate oxygen saturation of blood, determine heart rate and plot the pulse wave.

Key words

Pulse oximeter, Bluetooth 4.0 Low Energy, oxygen saturation of blood, SpO₂, BLE113, AFE4400

Obsah

| | |
|---|----|
| Seznam použitých symbolů a zkratek | 7 |
| Seznam ilustrací | 8 |
| Seznam tabulek | 8 |
| 1. Úvod | 9 |
| 2. Mechanismus transportu kyslíku krví..... | 10 |
| 2.1. Fyzikálně rozpuštěný kyslík v krevní plazmě | 10 |
| 2.2. Chemicky vázán na hemoglobin v červených krvinkách | 10 |
| 2.2.1. Hemoglobin..... | 10 |
| 2.2.2. Nasycení hemoglobinu kyslíkem | 11 |
| 3. Oxymetrie | 13 |
| 3.1. Intravaskulární oxymetrie | 13 |
| 3.2. Pulzní oxymetrie | 13 |
| 3.2.1. Absorbance..... | 13 |
| 3.2.2. Princip pulzní oxymetrie | 14 |
| 3.2.3. Pulzní křivka | 16 |
| 4. Návrh měřicího řetězce..... | 17 |
| 4.1. Blokové schéma | 17 |
| 4.2. Schéma zapojení..... | 18 |
| 4.3. Optická sonda..... | 19 |
| 4.4. AFE4400 | 20 |
| 4.5. Bluetooth mikrokontrolér | 22 |
| 4.6. OLED zobrazovač..... | 23 |
| 4.7. USB/UART převodník..... | 24 |
| 4.8. Napájení | 25 |
| 4.9. Návrh a výroba desky plošných spojů (DPS)..... | 27 |
| 5. Řídicí program mikrokontroléru..... | 29 |
| 5.1. Konfigurace modulu BLE113 | 29 |
| 5.1.1. Hardware | 29 |

| | | |
|--------|---|----|
| 5.1.2. | Generické atributy (GATT)..... | 29 |
| 5.1.3. | Projekt v BGscript..... | 30 |
| 5.2. | Inicializace obvodu AFE4400..... | 32 |
| 5.3. | Nastavení parametrů obvodu AFE4400..... | 32 |
| 5.4. | Čtení naměřených dat z obvodu AFE4400..... | 35 |
| 6. | Zpracování naměřených dat v Android aplikaci..... | 36 |
| 6.1. | Vykreslení pulzní křivky..... | 36 |
| 6.2. | Stanovení hodnoty nasycení krve kyslíkem..... | 37 |
| 6.3. | Stanovení hodnoty srdečního tepu..... | 38 |
| 6.4. | Uživatelské prostředí aplikace..... | 40 |
| 7. | Závěr..... | 41 |
| | Citovaná literatura..... | 42 |
| | Přílohy..... | 44 |
| | Příloha na CD..... | 44 |

Seznam použitých symbolů a zkratk

| | |
|------------------|--|
| A/D převodník | Analogově digitální převodník |
| AC | Střídavá složka |
| AFE | Analog Front-End (analogové zpracování signálu) |
| BLE | Bluetooth 4.0 Low Energy |
| CLK | Hodinový signál |
| CO | Oxid uhelnatý |
| CO ₂ | Oxid uhličitý |
| COHb | Karboxylhemoglobin |
| D/A převodník | Digitálně analogový převodník |
| DC | Stejnoseměrná složka |
| DPS | Deska plošných spojů |
| Fe ²⁺ | Železnatý iont |
| Fe ³⁺ | Železitý iont |
| GATT | Generické atributy |
| GND | GrouND – uzemnění |
| Hb | Hemoglobin |
| HbA | Hemoglobin dospělého typu |
| HbA ₂ | Hemoglobin dospělého typu |
| HbF | Fetální hemoglobin |
| I ² C | Inter-Integrated Circuit – dvoudrátová sériová sběrnice |
| LED | Light Emitting Diode – světlo emitující dioda |
| MetHb | methemoglobin |
| MISO | Master In Slave Out – Master vstup Slave výstup |
| MOSI | Master Out Slave In – Master výstup Slave vstup |
| O ₂ | Kyslík |
| OLED | Organic Light Emitting Diode – organická elektroluminiscenční dioda |
| PC | Osobní počítač |
| RHb | Deoxyhemoglobin |
| SaO ₂ | Nasycení arteriální krve kyslíkem |
| SMD | Surface Mount Device – součástka pro povrchovou montáž |
| SPI | Serial peripheral interface – sériové periferní rozhraní |
| SS | Slave Select – výběr Slave zařízení pro komunikaci |
| SvO ₂ | Nasycené venózní krve kyslíkem |
| UART | Universal Asynchronous Receiver and Transmitter – sériová komunikace |
| USB | Universal Serial Bus – univerzální sériová sběrnice |
| λ | Vlnová délka záření |

Seznam ilustrací

| | |
|--|----|
| OBRÁZEK 1 STAVBA HEMOGLOBINU A CHEMICKÁ STAVBA SLOUČENINY HEM [3] | 11 |
| OBRÁZEK 2 DISOCIAČNÍ KŘIVKA HEMOGLOBINU PRO KYSLÍK [1]..... | 11 |
| OBRÁZEK 3 RELATIVNÍ INTENZITA ZÁŘENÍ V ZÁVISLOSTI NA VLNOVÉ DÉLCE PRO LED DIODY [1] | 14 |
| OBRÁZEK 4 ZÁVISLOST ABSORBANCE NA VLNOVÉ DÉLCE [6]..... | 14 |
| OBRÁZEK 5 USPOŘÁDÁNÍ REFLEXNÍHO SNÍMAČE [1]..... | 15 |
| OBRÁZEK 6 USPOŘÁDÁNÍ TRANSMISNÍHO SNÍMAČE [1]..... | 15 |
| OBRÁZEK 7 PULZNÍ KŘIVKA [1]..... | 16 |
| OBRÁZEK 8 ABSORPCE ZÁŘENÍ PROKRVENÉ TKÁNĚ V ZÁVISLOSTI NA ČASE [8] | 16 |
| OBRÁZEK 9 BLOKOVÉ SCHÉMA PULZNÍHO OXYMETRU | 17 |
| OBRÁZEK 10 SCHÉMA ZAPOJENÍ SONDY [10] | 19 |
| OBRÁZEK 11 INTEGROVANÝ OBVOD AFE4400 | 20 |
| OBRÁZEK 12 SCHÉMA ZAPOJENÍ INTEGROVANÉHO OBVODU AFE4400..... | 20 |
| OBRÁZEK 13 BLOKOVÉ SCHÉMA INTEGROVANÉHO OBVODU AFE4400 [11]..... | 21 |
| OBRÁZEK 14 MODUL BLE113 [12] | 22 |
| OBRÁZEK 15 SCHÉMA ZAPOJENÍ MODULU BLE113 S OLED ZOBRAZOVAČEM..... | 22 |
| OBRÁZEK 16 ZAPOJENÍ KONTAKTŮ PROGRAMÁTORU CC-DEBUGGER | 23 |
| OBRÁZEK 17 0,96" OLED DISPLEJ..... | 23 |
| OBRÁZEK 18 INTEGROVANÝ OBVOD FT230XS [13] | 24 |
| OBRÁZEK 19 SCHÉMA ZAPOJENÍ INTEGROVANÉHO OBVODU FT230XS..... | 24 |
| OBRÁZEK 20 INTEGROVANÝ OBVOD MCP73831 [14]..... | 25 |
| OBRÁZEK 21 SCHÉMA ZAPOJENÍ INTEGROVANÉHO OBVODU MCP73831 | 25 |
| OBRÁZEK 22 INTEGROVANÝ OBVOD LTC3440 [15]..... | 26 |
| OBRÁZEK 23 SCHÉMA ZAPOJENÍ INTEGROVANÉHO OBVODU LTC3440..... | 26 |
| OBRÁZEK 24 NÁVRH DESKY PLOŠNÉHO SPOJE – VRCHNÍ STRANA (MĚŘÍTKO 1:0,5) | 27 |
| OBRÁZEK 25 NÁVRH DESKY PLOŠNÉHO SPOJE – SPODNÍ STRANA (MĚŘÍTKO 1:0,5) | 27 |
| OBRÁZEK 26 ZHOTOVENÁ DPS ZE SPODNÍ A VRCHNÍ STRANY..... | 28 |
| OBRÁZEK 27 ZÁZNAM Z PROGRAMU BLE SCANNER – ZOBRAZENÍ GATT [18]..... | 30 |
| OBRÁZEK 28 VÝVOJOVÝ DIAGRAM UDÁLOSTI NAČTENÍ SYSTÉMU | 31 |
| OBRÁZEK 29 INICIALIZAČNÍ SEKVENCE OBVODU AFE4400 | 32 |
| OBRÁZEK 30 INFRAČERVENÁ DATA PŘED FILTRACÍ..... | 36 |
| OBRÁZEK 31 INFRAČERVENÁ DATA PO POUŽITÍ VYHLAZOVACÍHO FILTRU..... | 36 |
| OBRÁZEK 32 GRAF ZÁVISLOSTI POMĚRU R A HODNOTY NASYCENÍ | 38 |
| OBRÁZEK 33 ALGORITMUS DETEKCE PULZNÍ VLNY PRO VÝPOČET TEPU | 39 |
| OBRÁZEK 34 UŽIVATELSKÉ PROSTŘEDÍ APLIKACE PO ZAPNUTÍ (VLEVO) A PO PŘIPOJENÍ PULZNÍHO OXYMETRU (VPRAVO)..... | 40 |

Seznam tabulek

| | |
|---|----|
| TABULKA 1 SOUPIS POUŽITÝCH SOUČÁSTEK V NÁVRHU | 18 |
| TABULKA 2 MAPA REGISTRŮ S NASTAVENÝMI PARAMETRY | 33 |

1. Úvod

Biomedicínská technika je v dnešní době nezbytná, protože podává potřebné informace o stavu pacienta, a tak umožňuje lékařům přesněji a včas stanovovat diagnózy, které mohou zachránit jeho život. Jako nejdůležitější je sledování základních životních funkcí pacienta.

Lidské tělo potřebuje stálý přísun kyslíku pro správnou funkci orgánů a tkání. Při nedostatečném zásobení v řádech jednotek minut lidské tělo kolabuje a postupně odumírají důležité orgány jako je mozek a srdce.

Bakalářská práce je pro přehlednost rozdělena do tří částí, z nichž první se zaměřuje na objasnění principu transportu kyslíku vázaného na červené krevní barvivo v červených krvinkách a využití neinvazivní spektrofotometrické metody, která nepředstavuje pro pacienta zátěž, pro měření obsahu okysličeného hemoglobinu k jeho celkovému počtu, stanovení hodnoty počtu systol srdeční svaloviny za minutu a měření pulzní křivky. Měření pulzní oxymetrie probíhá pomocí optických sond na přístupných místech na těle pacienta jako jsou prsty nebo ušní lalůčky v případě transmisního měření a nebo celý povrch kůže při měření reflexní optickou sondou.

V druhé části této práce byl vytvořen měřicí řetězec pulzního oxymetru s využitím moderních integrovaných obvodů vyznačujících se nízkou spotřebou. K zařízení lze připojit celá škála komerčních sond na prst nebo ušní lalůček s kompatibilním zapojením optických sond firmy Nellcor™. Naměřené hodnoty jsou digitalizovány a přeneseny do Bluetooth modulu. Pro nízkou spotřebu celého zařízení je použita technologie Bluetooth 4.0 Low Energy, pomocí které jsou digitalizované hodnoty bezdrátově odeslány do mobilního zařízení s operačním systémem Android.

Ve třetí části se práce zabývá příjmem dat s využitím služeb generických atributů. Následně jsou přijaté hodnoty vyhlazeny využitím Savitzky-Golay filtru. Takto filtrovaný signál je zobrazen v grafickém uživatelském rozhraní aplikace pro pulzní oxymetrii. Při dalším zpracování je střídavá složka signálu separována od stejnosměrné složky. Následně z poměrů obou složek a využitím kalibračních koeficientů je stanovena procentuální hodnota nasycení krve kyslíkem. Nakonec po detekci pulzních vln je stanovena hodnota srdečního tepu za minutu.

2. Mechanismus transportu kyslíku krví

Kyslík (O_2) je pro lidský organismus nepostradatelný. Při jeho nedostatku dochází k poškození tkání a poruše jejich funkce, proto musí být správně přenášen do důležitých orgánů jako je srdce a mozek.

Kyslík je přenášen dvěma způsoby:

- Fyzikálně rozpuštěn v krevní plazmě
- Chemicky vázán na hemoglobin v červených krvinkách

2.1. Fyzikálně rozpuštěný kyslík v krevní plazmě

Množství fyzikálně rozpuštěného O_2 v krevní plazmě se řídí Henryho zákonem o rozpustnosti plynů v kapalinách – množství rozpuštěného plynu při dané teplotě je přímo úměrné parciálnímu tlaku plynu v okolí kapaliny a přímo úměrné součiniteli rozpustnosti. Při průchodu krve tkáněmi se spotřebuje pouze malé množství takto rozpuštěného kyslíku.

2.2. Chemicky vázán na hemoglobin v červených krvinkách

Červené krvinky tvoří z 35 % hemoglobin. Takto přenášený kyslík vázaný na krevní barvivo (hemoglobin) má účinnost až 99 %.

[1]

2.2.1. Hemoglobin

Hemoglobin (Hb) je červené krevní barvivo skládající se ze dvou částí α a dvou částí β . Každá část je tvořena bílkovinou částí – globinem a prostetickou částí – hemem. Globin tvoří 96 % celé molekuly hemoglobinu. U člověka je možno se setkat se třemi typy hemoglobinu:

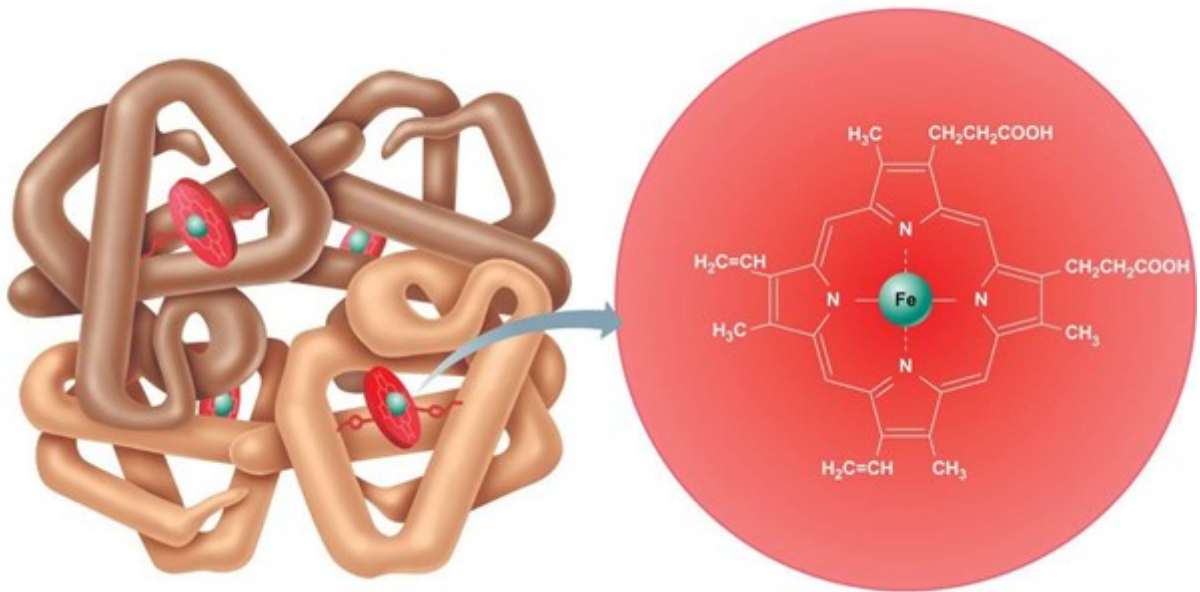
- Hemoglobin dospělého typu HbA
- Hemoglobin dospělého typu HbA₂
- Fetální hemoglobin HbF

Všechny tyto typy mají stejný hem, ale liší se v globinové složce.

Hlavní funkcí hemoglobinu je transport kyslíku z plic do tkání a odvod oxidu uhličitého (CO_2) z tkání do plic. Kyslík je vázán na ionty železa v každé ze čtyř částí molekuly Hb. Jeden gram Hb je schopen vázat 1,34 ml kyslíku při 100% nasycení (saturaci). Hemoglobin s navázaným kyslíkem se nazývá oxyhemoglobin – HbO_2 po uvolnění molekul kyslíku se nazývá deoxyhemoglobinu – RHb a je schopný znovu vázat plyný kyslík. Oxygenace hemoglobinu je spojena se změnou barvy krve, kdy HbO_2 má světle červenou barvu a RHb tmavě červenou.

Dalšími deriváty hemoglobinu jsou karboxylhemoglobin (COHb), který na sebe místo kyslíku naváže oxid uhelnatý (CO) a methemoglobin (MetHb), který vzniká oxidací Fe^{2+} na Fe^{3+} vlivem dusitanů.

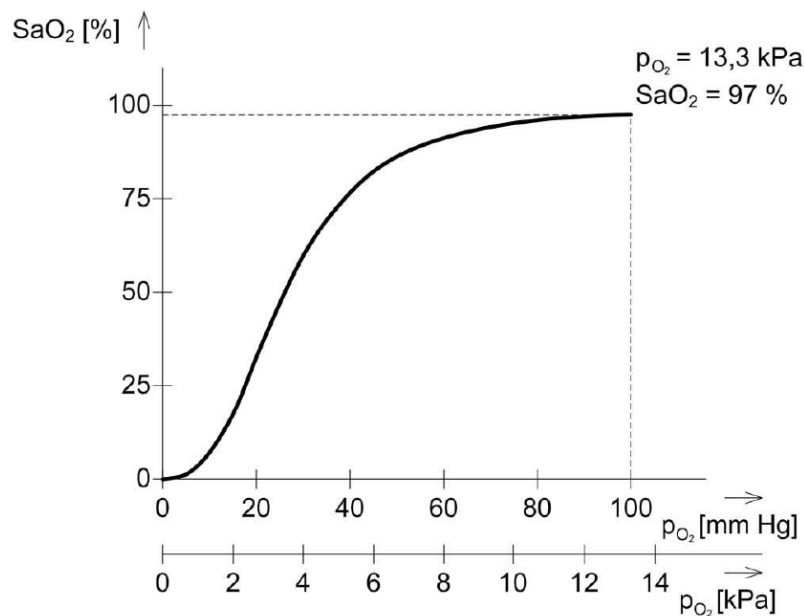
[2]



Obrázek 1 stavba hemoglobinu a chemická stavba sloučeniny HEM [3]

2.2.2. Nasycení hemoglobinu kyslíkem

Množství kyslíku, které se váže na hemoglobin, je závislé na parciálním tlaku, kterému je hemoglobin vystaven. Tato závislost je vyjádřena oxyhemoglobinovou rozpustnou (disociační) křivkou (Obrázek 2). Křivka vyjadřuje závislost saturace hemoglobinu kyslíkem (SaO_2) na parciálním tlaku kyslíku (p_{O_2}). Při dýchání atmosférického vzduchu je v alveolách parciální tlak kyslíku okolo 13,3 kPa a saturace 97 %.



Obrázek 2 Disociační křivka hemoglobinu pro kyslík [1]

Saturace pro arteriální krev – SaO_2 a saturace pro venózní krev – SvO_2 je udávána v procentech a počítá se podle rovnice (2.1).

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{RHb + HbO_2} \cdot 100\% \quad (2.1)$$

Kde:

SaO_2 nasycení krve kyslíkem

HbO_2 oxyhemoglobin

RHb deoxyhemoglobinu

V krvi jsou přítomny i další deriváty hemoglobinu, které výpočet saturace nepatrně ovlivňují u zdravého člověka. V případě patologických změn by došlo k nepřesnému měření, proto je třeba brát v úvahu MetHb a COHb. Tato frakční saturace je popsána rovnicí (2.2).

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{RHb + HbO_2 + MetHb + COHb} \cdot 100\% \quad (2.2)$$

Kde:

SaO_2 nasycení krve kyslíkem

HbO_2 oxyhemoglobin

RHb deoxyhemoglobinu

$MetHb$ methemoglobin

$COHb$ karboxylhemoglobin

3. Oxymetrie

Oxymetrie je diagnostická metoda umožňující invazivní a neinvazivní měření saturace krve kyslíkem. Nejčastěji je využívána neinvazivní metoda pulzní oxymetrie pro zjištění správného rozvodu kyslíku v těle.

3.1. Intravaskulární oxymetrie

Při invazivním měření se používá speciální katétr, který se zavádí do žíly. Měření probíhá ve smíšené žilní krvi v plicní tepně, kde hodnota saturace hemoglobinu kyslíkem (SvO_2) se pohybuje v rozmezí 60-80 %, protože část kyslíku bylo odevzdáno tkáním. Využívá se Swan-Ganzův katétr vybavený optickými vlákny. Jedno vlákno emituje záření, jehož zdrojem jsou LED diody, do krve, odkud se odráží a pomocí druhého vlákna je odražené světlo přivedeno na fotodiodu. Tato možnost se využívá jako doplňková při invazivním měření krevního tlaku.

3.2. Pulzní oxymetrie

Pulzní oxymetrie je neinvazivní diagnostická metoda pro optické měření saturace krve kyslíkem. Princip spočívá v měření absorpce světla krví a její závislosti na vlnové délce. Měří se poměr oxyhemoglobinu k celkovému množství hemoglobinu (rovnice (2.2)).

3.2.1. Absorbance

Optické měření saturace krve kyslíkem je založeno na platnosti Lambert-Beerova zákona. Podle něj je absorbance roztoku určité látky pro monochromatické záření přímo úměrná její koncentrací v něm:

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l \quad (3.1)$$

Kde:

A absorbance

ε [mol \cdot l $^{-1}$] molární extinkční koeficient

c [mol \cdot l $^{-1}$] molární koncentrace rozpuštěné látky

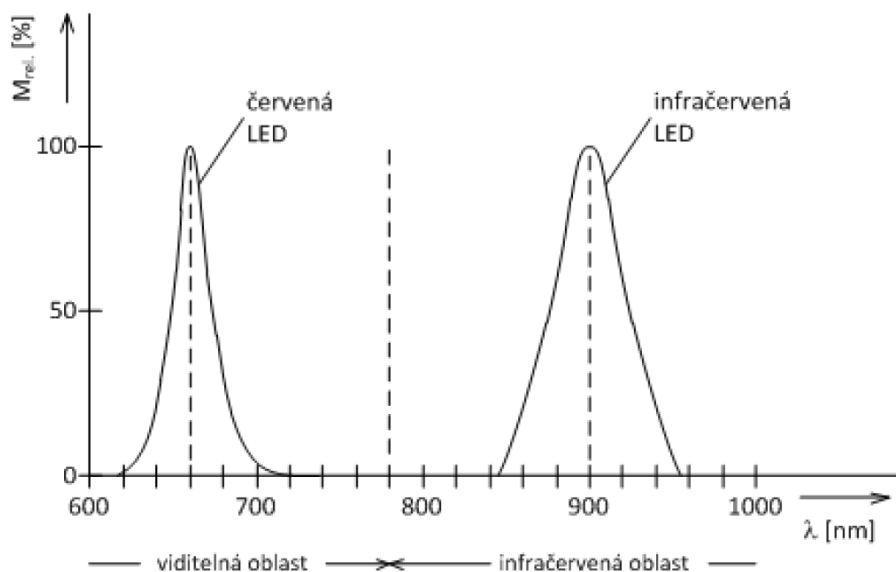
l [m] vzdálenost, kterou záření urazí v roztoku

Po změření absorbance a zjištění extinkčních koeficientů ε a vzdálenosti l jsme schopni vypočítat koncentrace RHb a HbO₂. Měření musí proběhnout alespoň pro 2 různé vlnové délky záření.

$$A(\lambda_1) = \varepsilon_{RHb}(\lambda_1) \cdot c_{RHb} \cdot \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) \cdot c_{HbO_2} \cdot l \quad (3.2)$$

$$A(\lambda_2) = \varepsilon_{RHb}(\lambda_2) \cdot c_{RHb} \cdot \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) \cdot c_{HbO_2} \cdot l \quad (3.3)$$

Zdroj záření by se měl co nejvíce blížit světlu monochromatickému. Pro přesné měření se využívají zdroje světla s mřížkovým nebo hranolovým monochromátorem. Pro naše využití postačí LED diody, které nejsou monochromatickým zdrojem světla, ale emitují (vyzařují) světelné záření s poměrně úzkým rozsahem vlnových délek.



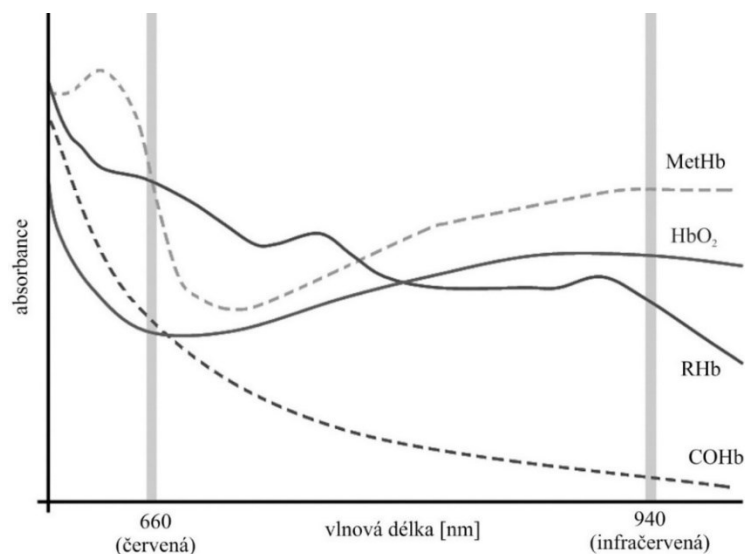
Obrázek 3 Relativní intenzita záření v závislosti na vlnové délce pro LED diody [1]

S úzkopásmovým zdrojem záření nelze změřit absorbanci pro konkrétní vlnovou délku, ale lze zjistit její integrální hodnotu v jeho rozsahu. Saturace se tak stanoví na základě poměru mezi integrálními hodnotami absorbance naměřené červenou a infračervenou LED diodou.

[1; 4; 5]

3.2.2. Princip pulzní oxymetrie

Pulzní oxymetr využívá toho, že arteriální krev s okysličeným hemoglobinem má jasně červenou barvu, kdežto venózní krev s menším obsahem oxyhemoglobinu a větším obsahem deoxyhemoglobinu má tmavě červenou barvu. Po průchodu světla tkání, nejčastěji prstu nebo ušního lalůčku, se projeví rozdílná absorbance pro různé vlnové délky (Obrázek 4).

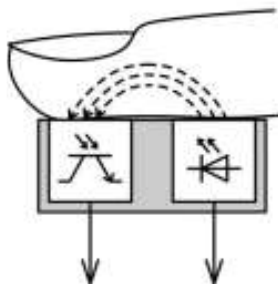


Obrázek 4 Závislost absorbance na vlnové délce [6]

Dle absorpčních křivek je ideální použití červené LED diody o vlnové délce 660 nm a infračervené diody o vlnové délce 940 nm. Kde je rozdíl absorpce největší.

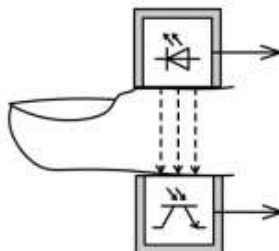
Pomocí fotodiody nebo fototranzistoru se měří intenzita světelného záření prošlého tkání. Existují dvě možnosti snímání absorbovaného záření: reflexní a transmisní.

Při reflexní oxymetrii je zdroj světla a fotodetektor vedle sebe na vnitřní straně prstu (Obrázek 5). Emitované světlo se v tkáni odrazí zpět na fotodetektor. Při nedokonalém styku s tkání se projeví mnoho nežádoucích artefaktů vlivem odrazu světla o kůži. Na druhou stranu má velkou výhodu, že měření může probíhat kdekoliv na kůži, tento způsob se využívá v dnešních chytrých hodinkách a sportovních náramcích.



Obrázek 5 Uspořádání reflexního snímače [1]

Při transmisní oxymetrii se zdroj světla a fotodetektor nachází na protilehlých stranách prstu nebo ušního lalůčku (Obrázek 6). Tato metoda je založena na průchodu světelného záření tkání. LED diody generují střídavý světelný signál, který se při průchodu tkání postupně absorbuje a je zachytáván fotodetektorem. V klinické praxi je to nejvyužívanější metoda.

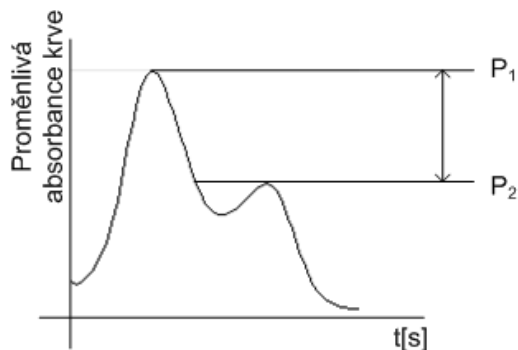


Obrázek 6 Uspořádání transmisního snímače [1]

[1; 4; 7]

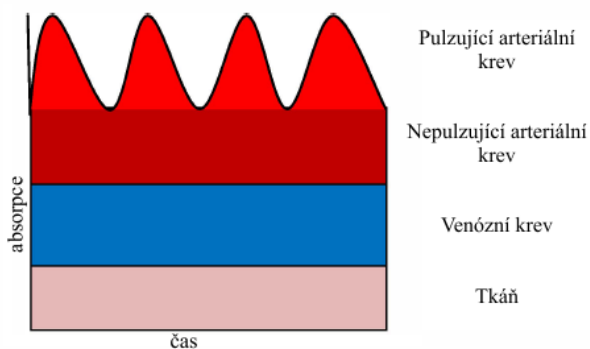
3.2.3. Pulzní křivka

Vlivem pulzatilního charakteru krevního toku dochází k periodickým změnám objemu krve v tkáních. Tím vznikne proměnná složka absorbance, která má stejnou frekvenci jako srdeční tep. Z naměřených hodnot absorbance můžeme zrekonstruovat pulzní křivku (Obrázek 7).



Obrázek 7 Pulzní křivka [1]

Hodnota P_1 značí maximum tlakové vlny vyvolané systolou srdce. Tato vlna z části pronikne do malých arterií a z části se odrazí. V důsledku odrazu se objeví další lokální maximum P_2 , takto odražená vlna se šíří v protisměru a zvyšuje krevní tlak v systole. Z delšího snímání pulzní křivky lze vypočítat frekvenci maxim a z toho vypočíst tepovou frekvenci.



Obrázek 8 Absorpce záření prokrvené tkáně v závislosti na čase [8]

Obrázek 8 znázorňuje střídavou a stejnosměrnou složku záření zachycené detektorem.

[1; 4]

4. Návrh měřicího řetězce

Pulzní oxymetr se skládá z mikrokontroléru, který generuje signál pro postupné rozsvěcování červené a infračervené LED diody v optické sondě a pomocí A/D (analogově digitálního) převodníku digitalizuje naměřené signály z fotodetektoru. Následně počítá ze vstupních dat poměr poměrů střídavé složky ku stejnosměrné pro každou vlnovou délku (rovnice (4.1)). Následně je hodnota saturace vypočítána ze vztahu (4.2), kde A a B jsou koeficienty určené kalibrací. Standardně $A = 110$ a $B = 25$.

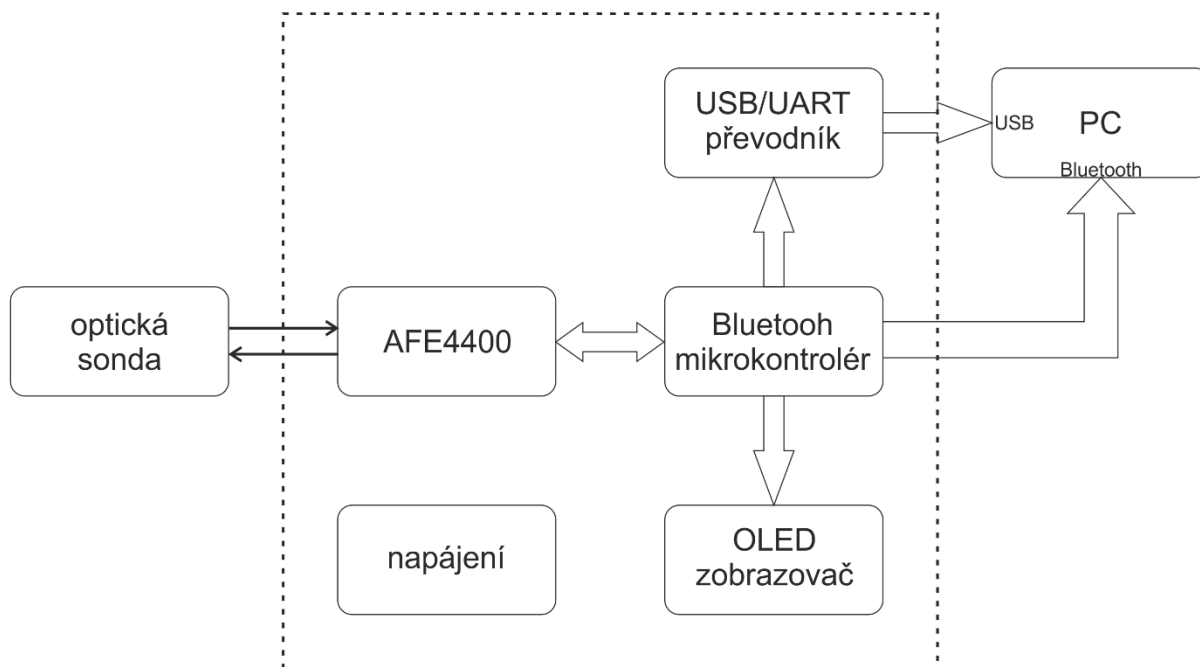
$$R = \frac{\frac{AC}{DC} \text{ červená}}{\frac{AC}{DC} \text{ infračervená}} \quad (4.1)$$

$$SpO_2 = A - B \cdot R \quad (4.2)$$

[5; 9]

4.1. Blokové schéma

Pro tuto bakalářskou práci je použit analogový front-end AFE4400 od firmy Texas Instruments, který zpracovává analogová data z optické sondy a převádí je do digitální podoby pro modul BLE113 od firmy BlueGiga. Mikrokontrolérem v modulu BLE113 je z přijatých dat vypočtena saturace krve kyslíkem a tepová frekvence. Naměřené hodnoty se zobrazují na OLED displeji zařízení a jsou přenášeny bezdrátově pomocí Bluetooth komunikace anebo metalicky pomocí USB do počítače. Blokové schéma je uvedeno níže na obrázku Obrázek 9.



Obrázek 9 Blokové schéma pulzního oxymetru

4.2. Schéma zapojení

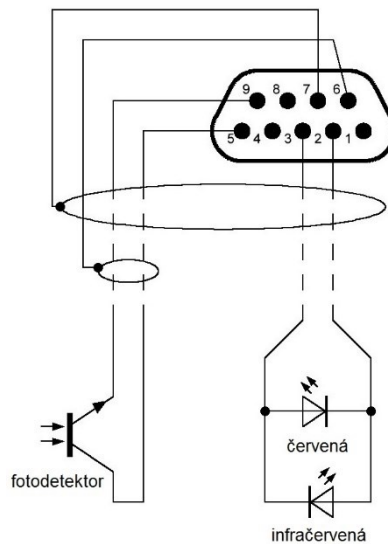
Schéma zapojení pulzního oxymetru bylo vytvořeno ve volně šiřitelném programu Eagle 7.6.0. Celé elektrotechnické schéma je uvedeno v příloze jako Příloha I. Z tohoto navrženého schématu byl vytvořen seznam součástek uvedený v tabulce Tabulka 1.

Tabulka 1 Soupis použitých součástek v návrhu

| Ks | Hodnota /Typ | Název | Pouzdro | Součástky |
|----|----------------|--------------------|---------------|--|
| 1 | | pájená propojka | SJ | SJ7 |
| 1 | | mikro USB konektor | USB-MICRO-SMD | U3 |
| 10 | 0 Ω | SMD rezistor | R0603 | R1, R2, R3, R4, SJ1, SJ2, SJ3, SJ4, SJ5, SJ6 |
| 1 | 10 nF | SMD kondenzátor | C0603 | C9 |
| 4 | 100 nF | SMD kondenzátor | C0603 | C5, C7, C8, C14 |
| 1 | 1,5 nF | SMD kondenzátor | C0603 | C12 |
| 1 | 10 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R6 |
| 1 | 15 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R11 |
| 1 | 1 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R5 |
| 1 | 1 μ F | SMD kondenzátor | C3216 | C6 |
| 2 | 2,2 μ F | SMD kondenzátor | C3216 | C3, C4 |
| 1 | 200 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R12 |
| 1 | 20 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R7 |
| 2 | 22 pF | SMD kondenzátor | C0603 | C1, C2 |
| 2 | 27 pF | SMD kondenzátor | C0603 | C15, C16 |
| 1 | 2 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R8 |
| 3 | 330 Ω | SMD rezistor | R0603 | R9, R14, R15 |
| 1 | 33 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R10 |
| 1 | 340 K Ω | SMD rezistor | R0603 | R13 |
| 1 | 3,7 V | Li-ion konektor | JST-PH-2 | CN1 |
| 3 | 4,7 μ F | SMD kondenzátor | C3216 | C10, C11, C13 |
| 1 | 4,7 μ H | SMD induktor | L1206 | L1 |
| 1 | 8 MHz | krystal | SM49 | Q1 |
| 1 | AFE4400 | Analog Front-End | QFN40 | U1 |
| 4 | BAV99W | dvojitá dioda | SOT323-R | U\$1, U\$2, U\$3, U\$4 |
| 1 | BLE113 | Bluetooth modul | BLE113-A | U2 |
| 1 | CANON9 | Konektor sondy | H5M09RA | X1 |
| 1 | FT230XS | USB/UART převodník | SSOP16 | IC1 |
| 1 | LTC3440 | DC/DC měnič | MSOP10 | U\$7 |
| 1 | MCP73831 | lineární nabíjení | SOT23-5L | U\$6 |
| 1 | OLED_0.96 | OLED displej | | U\$5 |
| 1 | LED3MM | červená LED | | LED1 |

4.3. Optická sonda

Pulzní oxymetr je koncipován pro sondy různého provedení, které jsou vzájemně kompatibilní. Takové sondy mají stejný typ konektoru a stejné vnitřní uspořádání. V návrhu je použita prstová transmisní optická sonda obsahující dvě antiparalelně zapojené LED diody vyzařující červené a infračervené světlo. Diody jsou řízené střídavým obdélníkovým signálem, který v jeden okamžik rozsvítí pouze jednu LED diodu. Světelný paprsek je po průchodu tkání snímán fotodiodou. Sonda se připojuje pomocí dvouřadého 9ti pinového konektoru Canon (Obrázek 10).



Obrázek 10 Schéma zapojení sondy [10]

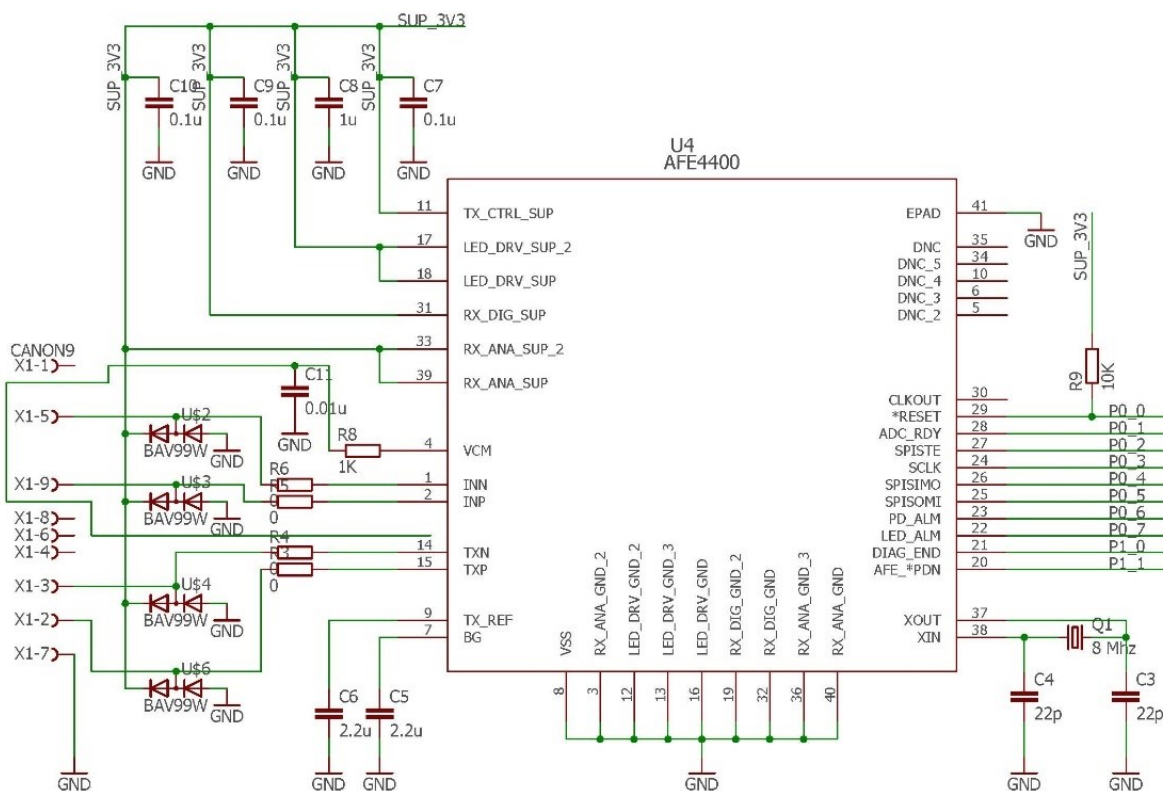
4.4. AFE4400

AFE4400 je integrovaný obvod pro zpracování dat z připojené optické sondy pro měření pulzní oxymetrie v pouzdře QFN40 a velikosti 6 x 6 mm (Obrázek 11).



Obrázek 11 Integrovaný obvod AFE4400

Obvod je napájen napětím 3,3 V, generuje střídavý signál pro postupné rozsvěcování LED diod v optické sondě. Proud generovaný fotodiodou po dopadu světelného paprsku prošlého přes prst je převeden pomocí transimpedančního zesilovače na napětí (spojitý signál), které se pomocí Δ/Σ^1 A/D převodníku převádí na diskretní (digitální) signál. Mikroprocesor obsažený v obvodu přepočítává naměřené hodnoty a pomocí D/A převodníku eliminuje artefakty způsobené okolním světlem.



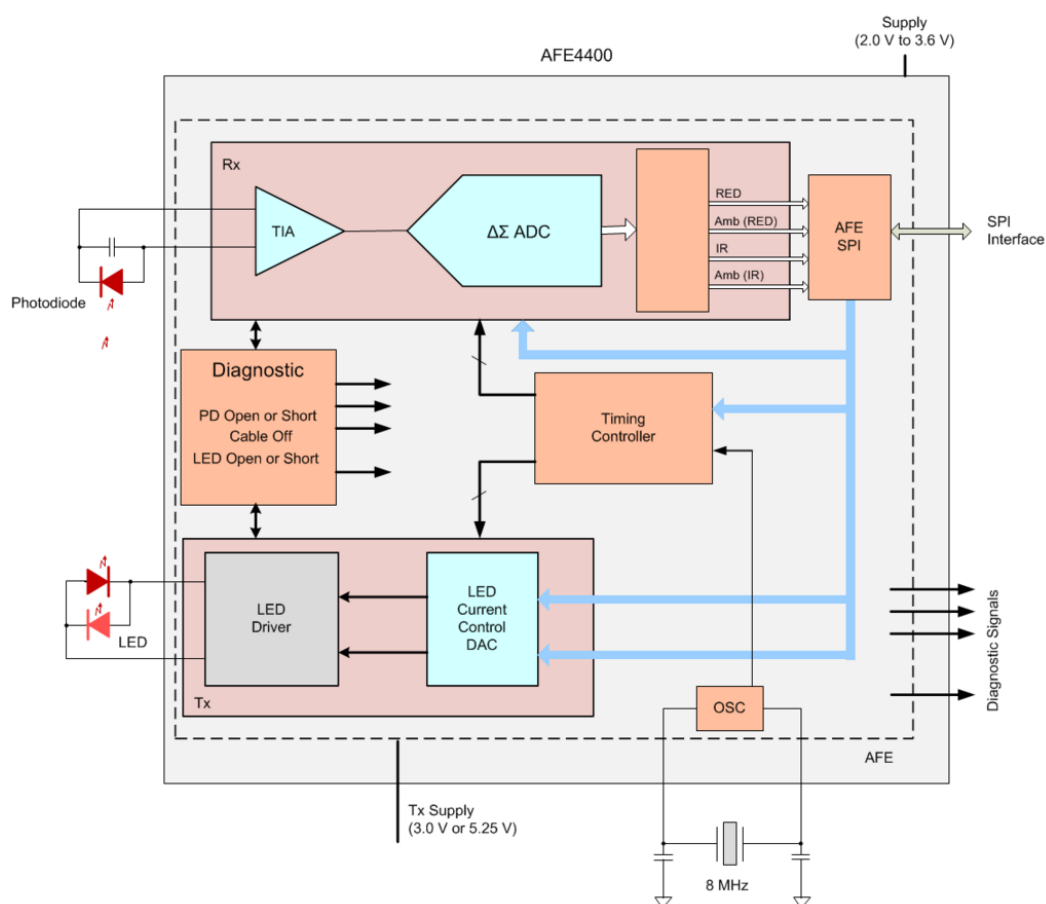
Obrázek 12 Schéma zapojení integrovaného obvodu AFE4400

¹ Analogově-digitální převodník s vysokým rozlišením a malou rychlostí převodu, určený pro nízkofrekvenční signály

V zapojení (Obrázek 12) jsou použity ochranné diody BAV99W, které vyzkratují velké rozdíly potenciálů mezi optickou sondou a integrovaným obvodem AFE4400. Do obvodu je nutno připojit 8 MHz krystal, nebo externí časový signál o stejné frekvenci. Odrušovací kondenzátory napájení se musí umístit co nejbližně napěťovým vstupům integrovaného obvodu. Při návrhu desky plošného spoje musí vést cesty střídavého signálu pro rozsvěcování LED diod v optické sondě a cesty vedoucí z fotodiody k čipu těsně u sebe, aby se omezilo náhodné rušení. A navíc cesty mezi fotodiodou a integrovaným obvodem musí být stíněny vodivou cestou vystupující z pinu 4 VCM z obvodu AFE4400.

Výstup dat je řešen pomocí SPI (Sériové periferního rozhraní) pomocí čtyř vodičů (CLK, SS, MISO, MOSI), data jsou odesílána jako slovo o 22 bitech, které obsahuje 6 základních hodnot LED1, ambient LED1, LED2, ambient LED2, rozdíl LED1 a ambient LED1, rozdíl LED2 a ambient LED2. Nastavování parametrů obvodu je řešeno pomocí příkazů přijatých přes SPI komunikaci. Blokové schéma integrovaného obvodu viz Obrázek 13.

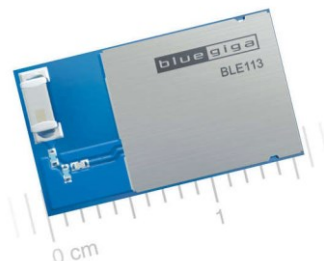
[11]



Obrázek 13 Blokové schéma integrovaného obvodu AFE4400 [11]

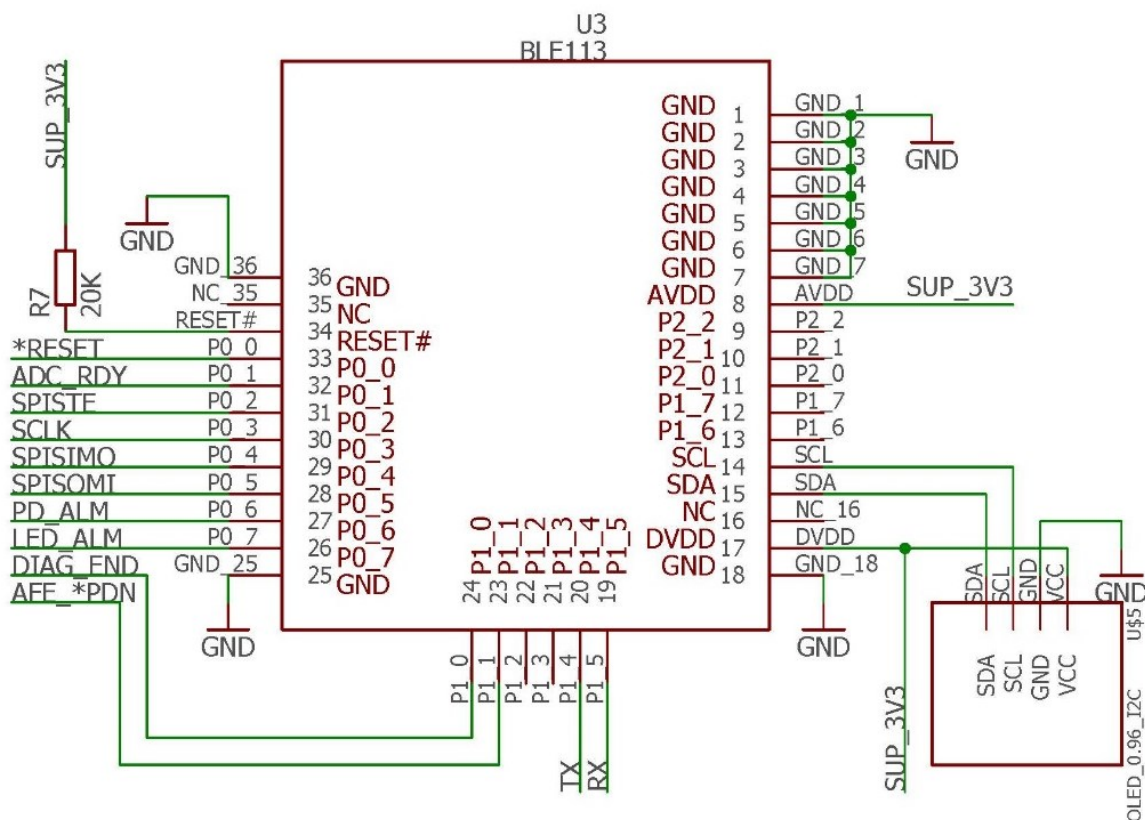
4.5. Bluetooth mikrokontrolér

Pro funkci mikrokontroléru byl použit BLE (Bluetooth Low Energy) modul BLE113 od firmy BlueGiga o velikosti 9,15 x 15,75 x 2,1 mm (Obrázek 14). Modul je založen na integrovaném obvodu CC2541 od firmy Texas Instruments obsahující procesor 8051.



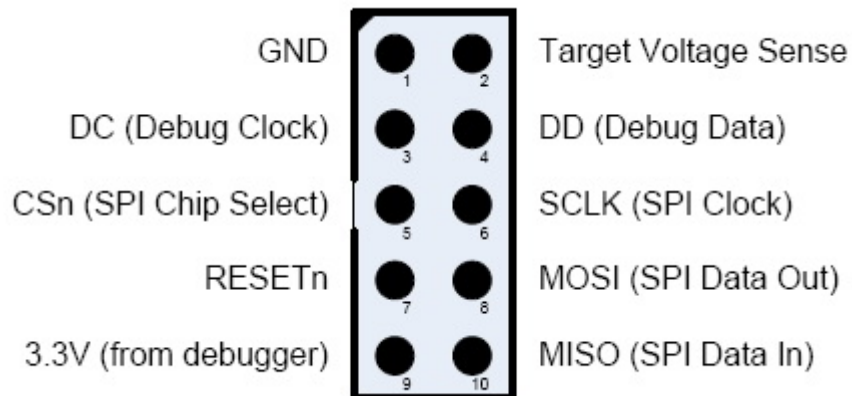
Obrázek 14 Modul BLE113 [12]

Má velmi malou spotřebu, při svém nejvyšším výkonu dosahuje spotřeba proudu k 20 mA, proto je vhodný pro zařízení napájené akumulátorem. Rozsah napájecího napětí je od 2 V do 3,6 V. Komunikace s modulem probíhá pomocí UART, SPI a I²C. Na modulu se nachází 19 vstupně/výstupních portů, které se programují dle potřeb. Zapojení modulu dle schématu (Obrázek 15). Tato práce využívá nastavení P0 portů pro SPI komunikaci a P1 portů pro UART. Pomocí Bluetooth 4.0 komunikace budou data odesílány do zařízení, kde se budou následně zpracovávat.



Obrázek 15 Schéma zapojení modulu BLE113 s OLED zobrazovačem

K programování slouží programátor CC-DEBUGGER od firmy Texas Instruments s rozložením konektoru zobrazeného na obrázku Obrázek 16, výstup Debug Data se připojí na pin P2_1, Debug Clock na pin P2_2, Target Voltage Sense a 3,3V se připojí k napájení obvodu, GND na zem zařízení a Reset na pin RESET modulu BLE113.



Obrázek 16 Zapojení kontaktů programátoru CC-DEBUGGER

[12]

4.6. OLED zobrazovač

K zobrazení naměřených hodnot saturace a tepu je využit OLED displej s uhlopříčkou 0,96" a rozlišením 128 x 64 pixelů. Data jsou přenášena pomocí I²C sběrnice z modulu BLE113. Díky OLED technologii je displej dobře čitelný. Schéma zapojení viz Obrázek 15.



Obrázek 17 0,96" OLED displej

4.7. USB/UART převodník

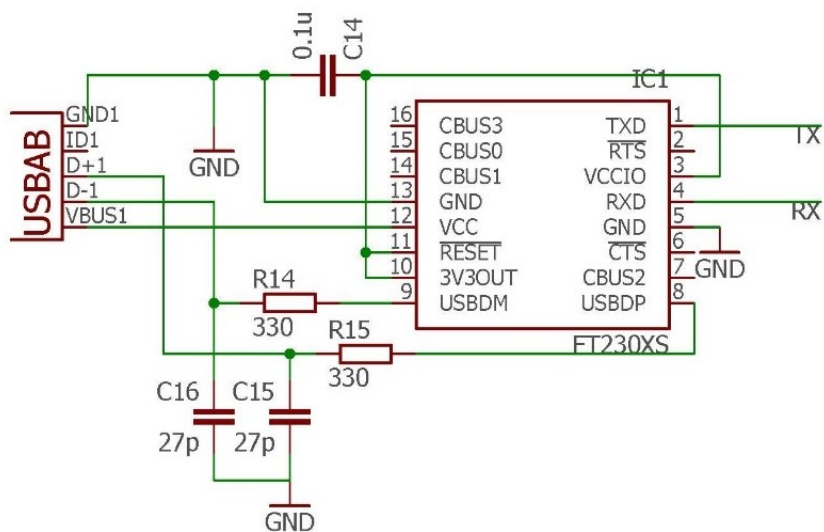
Modul BLE113 komunikuje pomocí sériové rozhraní UART, které musí být převedeno pomocí integrovaného obvodu FT230XS na USB rozhraní pro připojení k PC a zasílání dat. Obvod FT230XS od firmy Future Technology Devices International Ltd. (FTDI) má pouzdro typu SSOP16 (Obrázek 18).



Obrázek 18 Integrovaný obvod FT230XS [13]

Data + a data – jsou připojena z mikro USB konektoru na související vstupy integrovaného obvodu. A pomocí dvouodičového vedení Rx a Tx je spojeno s modulem BLE113 na piny P1_5 a P1_4 (Obrázek 19). Tento integrovaný obvod je pod napětím pouze po připojení USB kabelu k počítači.

[13]



Obrázek 19 Schéma zapojení integrovaného obvodu FT230XS

4.8. Napájení

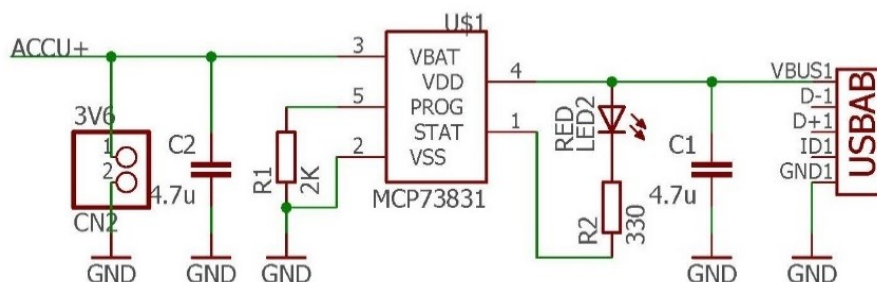
Napájení pulzního oxymetru zajišťuje jednočládkový Li-ion akumulátor o napětí 3,7 V. Akumulátor se nabíjí po připojení pomocí USB kabelu k PC či jinému zdroji energie s USB výstupem.



Obrázek 20 Integrovaný obvod MCP73831 [14]

Lineární nabíjení lithiového akumulátoru je řízeno integrovaným obvodem MCP73831 od firmy Microchip v pouzdře typu SOT-23 (Obrázek 20). Zapojení obvodu je uvedeno na obrázku Obrázek 21. Nabíjení probíhá pro napětí 4,2 V což je maximální napětí jednoho Li-pol článku. Proces nabíjení signalizuje rozsvícená červená LED dioda zapojená do série s předřadným rezistorem R9 mezi piny 1 a 4. Při nabití akumulátoru červená LED dioda zhasne. Pomocí rezistoru R8 mezi piny 2 a 5 je nastaven nabíjecí proud 500 mA.

[14]



Obrázek 21 Schéma zapojení integrovaného obvodu MCP73831

Napětí lithiového akumulátoru závisí od jejího stavu nabití. Maximální napětí na jednom článku je 4,2 V a minimální napětí 2,7 V. Při poklesu napětí pod 2,5 V se článek zničí a nelze jej znovu dobít. Akumulátor byl zvolen podle rozměrů desky plošných spojů s kapacitou 1500 mAh. Tato kapacita je dostačující pro nepřetržitý provoz cca 100 hodin.

V důsledku kolísání napětí akumulátoru je třeba jeho stabilizace pomocí stejnosměrného měniče (angl. Buck-Boost Converter) na hodnotu 3,3 V pro napájení celého obvodu. Stabilizaci provádí integrovaný obvod LTC3440 (Obrázek 23).

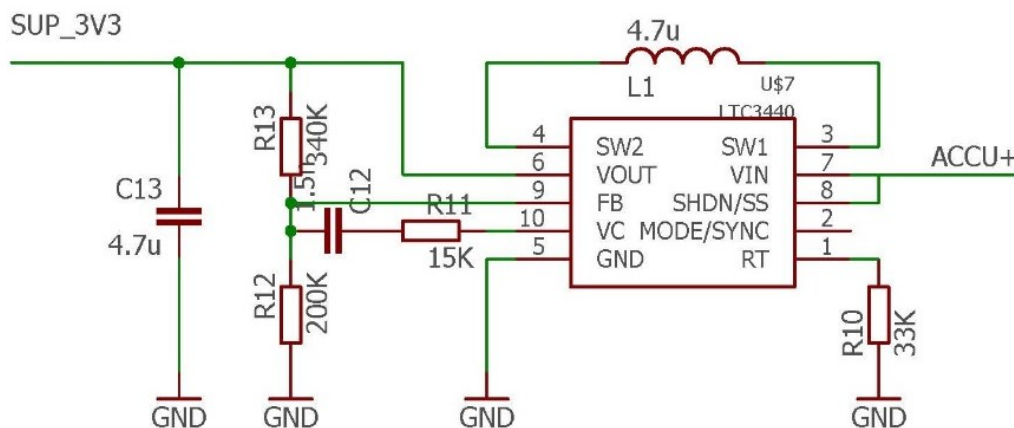


Obrázek 22 Integrovaný obvod LTC3440 [15]

Obvod LTC3440 pracuje na nastavené frekvenci 1,82 MHz, která je nastavena pomocí rezistoru R10, při které se vyznačuje vysokou účinností okolo 94 %. Zapojení je uvedeno na obrázku Obrázek 23. Při výstupním napětí 3,3 V je schopen dodávat až 200 mA což je pro celé zařízení dostačující. Výstupní napětí je nastaveno pomocí zpětné vazby z napěťového děliče odporů R12 a R13 dle vztahu (4.3):

$$U_{OUT} = 1,22 \cdot \left(1 + \frac{R13}{R12}\right) \quad (4.3)$$

[15]

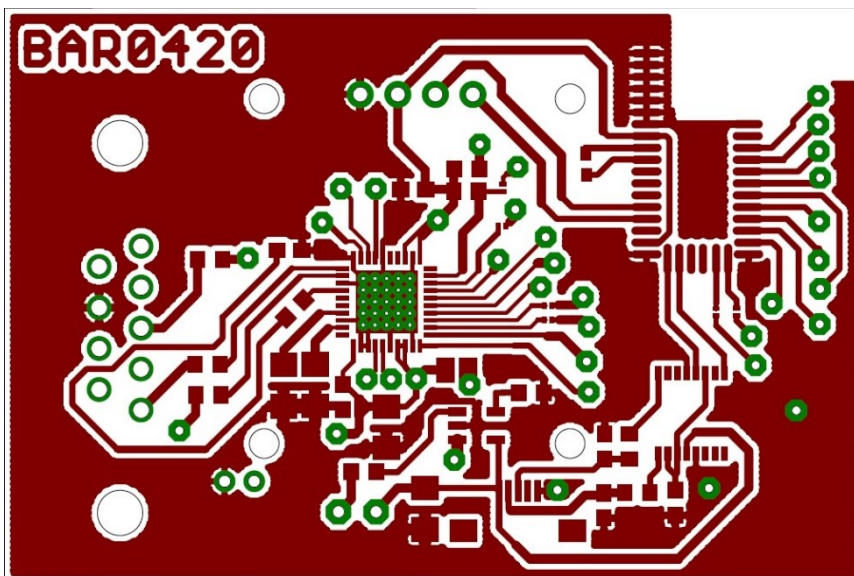


Obrázek 23 Schéma zapojení integrovaného obvodu LTC3440

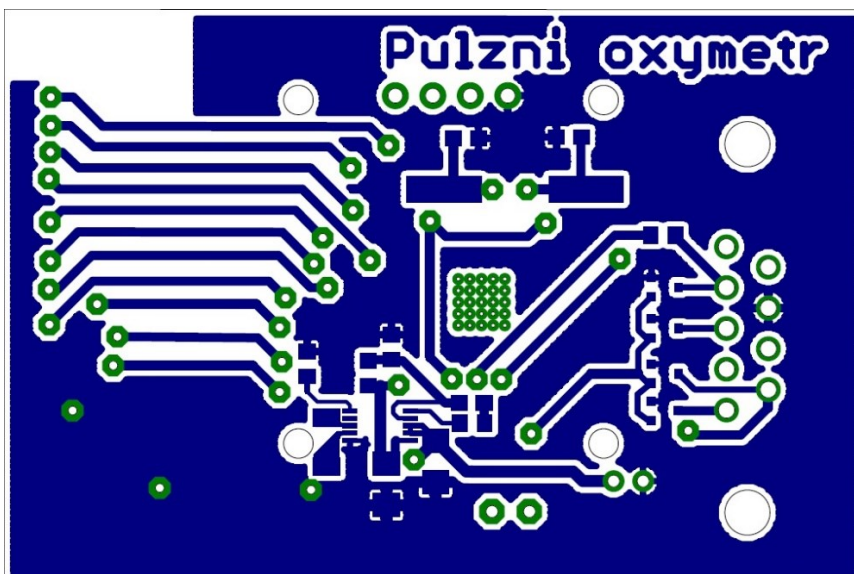
Při návrhu DPS musí být odrušovací kondenzátory a další pasivní součástky co nejblíže ke vstupům a výstupům obvodů MCP73831 a LTC3440, aby nedošlo k rušení dalších obvodů na navržené desce plošných spojů vlivem vysokých frekvencí (řádově MHz), na kterých oba obvody pracují.

4.9. Návrh a výroba desky plošných spojů (DPS)

Dvouvrstvá deska plošného spoje byla rovněž navržena v programu Eagle 7.6.0. Na vrchní straně desky se nachází hlavní část obvodu s modulem BLE113 a integrovaným obvodem AFE4400 (Obrázek 24). Na spodní straně je umístěn konektor a obvod pro stabilizaci napětí (Obrázek 25).

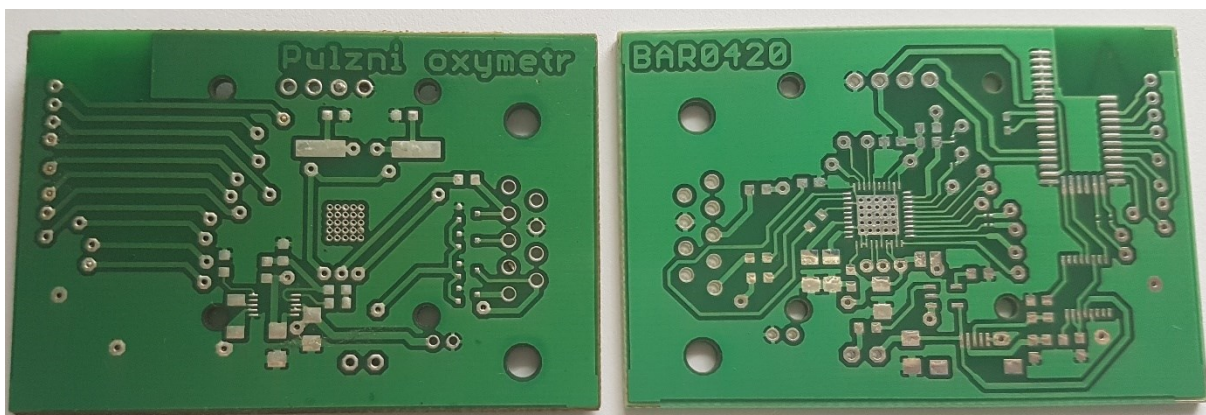


Obrázek 24 Návrh desky plošného spoje – vrchní strana (měřítko 1:0,5)



Obrázek 25 Návrh desky plošného spoje – spodní strana (měřítko 1:0,5)

Deska plošných spojů byla navržena tak, aby byla dosažena kompaktnost celého zařízení. Velikost DPS je 39 mm x 58 mm. Výroba desky byla zadána firmě Marpos s.r.o.. Osazování vyrobené DPS (Obrázek 26) bylo provedeno v laboratořích VŠB.



Obrázek 26 Zhotovená DPS ze spodní a vrchní strany

5. Řídicí program mikrokontroléru

V této části práce je implementován řídicí program modulu BLE113 a nastavena jeho bezdrátová komunikace s dalšími zařízeními s Bluetooth Low Energy konektivitou. Nadále je řešena hlavní komunikace mezi BLE modulem a integrovaným obvodem AFE4400.

5.1. Konfigurace modulu BLE113

Bluetooth modul je třeba nastavit, aby byla umožněna komunikace s dalšími integrovanými obvody zařízení. Při programování je soubor projektu obsahující hardwarovou konfiguraci, GATT databázi a program v BGscript jazyce zkompileován kompilátorem BGBuild a pomocí softwaru Bluegiga BLE SW Update Tool a programátoru CC-Debugger nahrán do modulu BLE113.

5.1.1. Hardware

Nejdříve je třeba nastavit hardwarovou konfiguraci modulu BLE113 v souboru Hardware.xml.

Sleeposc – časovač, který přepíná modul do režimu spánku za účelem snížení spotřeby energie z akumulátoru. Toto zařízení bude fungovat po zapnutí spínače neustále, proto je tento časovač vypnut.

Txpower – výkon vysílání Bluetooth, vlastnost power má nastavenou nejvyšší hodnotu 15 pro vysílací výkon 0 dBm.

USART kanál 0 – je nastaven podle katalogového listu na UART komunikaci s obvodem FT232XS s konfigurací portu P1_5 jako vysílací (TX) a P1_4 jako přijímací (RX), symbolová rychlost komunikace je nastavena na 115200 baudů bez kontroly toku dat.

USART kanál 1 – je využit pro SPI komunikaci. Modul BLE113 je v roli MASTER. MISO (data odesílána z obvodu AFE440 do modulu BLE113) je na portu P0_5, MOSI (data odesílána z modulu BLE113 do obvodu AFE4400) na portu P0_4, hodinový signál na portu P0_3 a jako Slave select mohl být využit jakýkoliv nevyužitý port, v tomto případě byl zvolen port P0_2. Vlastnost pozitivní polarita nastaví hodinový signál na napětíovou úroveň 3,3 V. Fáze = 1 nastaví zachycení dat při náběžné hraně časového signálu s výstupem při sestupné hraně hodinového signálu. Endianita signálu je nastavena na nejvíce významný bit (MSB). Symbolová rychlost komunikace je nastavena na hodnotu 921600 baudů.

Throughput – propustnost datových paketů v každém intervalu připojení je nastavena na nejvyšší výkon. Ihned po úspěšném odeslání datového paketu je odeslán následující bez prodloužení.

Ostatní vstupně/výstupní piny jsou nastaveny na pull down – hodnota napětí na pinu je 0 V.

[16; 17]

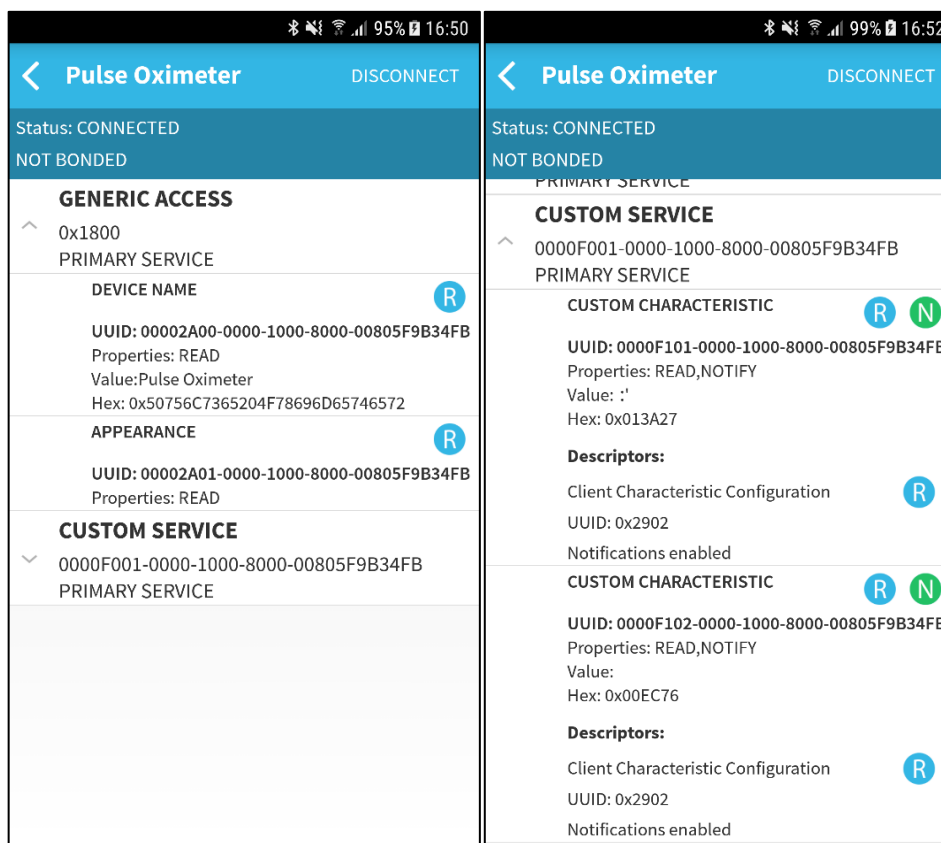
5.1.2. Generické atributy (GATT)

Pro správnou komunikaci a možnost zobrazení naměřených hodnot v mobilních zařízeních nebo osobních počítačích se musí vytvořit databáze generických atributů v souboru gatt.xml. GATT je hierarchická datová struktura nezbytná pro komunikaci.

Nejdůležitější službou je Generický přístup (Generic acces) s univerzálně jedinečným identifikátorem (UUID) 0x1800. Tato služba je definována centrálně pro všechny Bluetooth Low Energy zařízení a obsahuje ve své struktuře několik charakteristik. Toto zařízení využívá charakteristiku Název zařízení (UUID = 0x2A00), kde jsou odesílány hexadecimální hodnoty písmen PULSE OXIMETER. V další charakteritice Viditelnost (UUID = 0x2A01) je odeslána hodnota definována pro toto zařízení (4142).

Pro bezdrátový přenos naměřených hodnot byla definována vlastní služba Měření s univerzálně jedinečným identifikátorem 0xF001. V této službě byla definována charakteristika s UUID = 0xF101 s vlastnostmi Čtení a Oznamování, které povolí čtení hodnot a jejich automatickou aktualizaci na připojeném zařízení. GATT služby připojeného zařízení byly zobrazeny v programu BLE Scanner (Obrázek 27)

[16; 17]



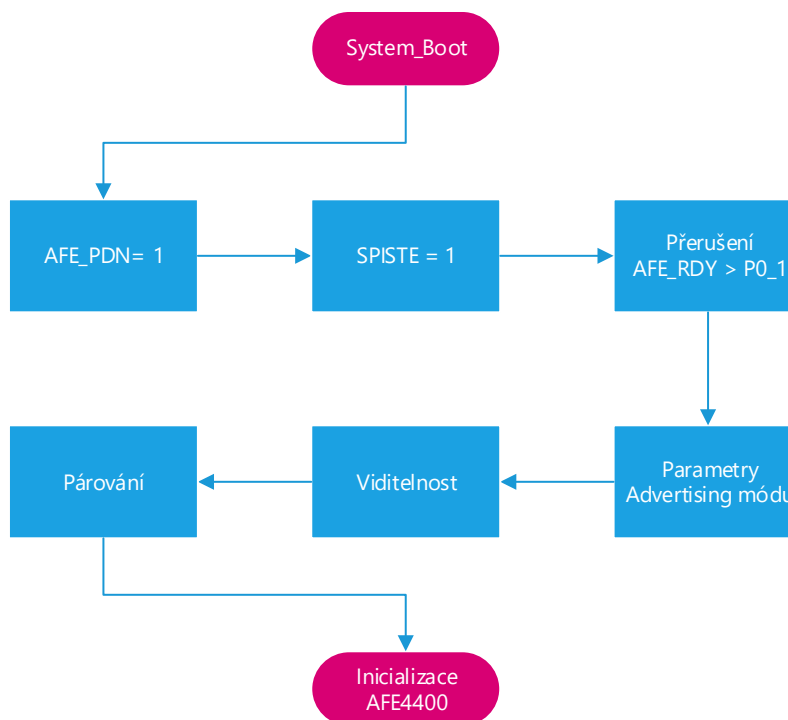
Obrázek 27 Záznam z programu BLE Scanner – zobrazení GATT [18]

5.1.3. Projekt v BGscript

Hlavní řídicí program v jazyce BGscript obsahuje čtyři události – načtení systému, připojení BLE zařízení, přerušení a odpojení.

V první události načtení systému jsou nastaveny porty P1_1 (AFE_PDN – probuzení obvodu AFE4400) a P0_2 (výběr SLAVE zařízení) jako výstup. Následně se nastaví přerušení na portu 0, aby docházelo po přivedení náběžné hrany signálu. Po té je určen pin P0_1, který bude detekovat signál z obvodu AFE4400 na jeho pinu AFE_READY.

V této události je nutno definovat takzvaný Advertising mód pomocí 3 příkazů, který odesílá v nastaveném intervalu informace o svém názvu a fyzické adrese, a tak umožňuje se připojit na toto zařízení s BLE modulem. Minimální interval pro odesílání datových paketů je nastaven na 1000 ms, maximální na 1024 ms a možnost párování s ostatními zařízeními je aktivní. Všechny instrukce jsou zobrazeny ve vývojovém diagramu (Obrázek 28). V závěru události je provedena inicializace obvodu AFE4400, která je popsána v kapitole 5.2.



Obrázek 28 Vývojový diagram události načtení systému

Při komunikaci s AFE4400 musí BLE113 modul nastavit logickou 0 na svém výstupu P0_2, a když komunikace neprobíhá nastavit logickou 1 pomocí příkazů:

```
call hardware_io_port_write(0,$4,$0)#SPISTE LOW - 0, výběr
AFE4400 pro komunikaci
```

```
call hardware_io_port_write(0,$4,$4)#SPISTE HIGH - 1, zamezení
komunikace s AFE4400
```

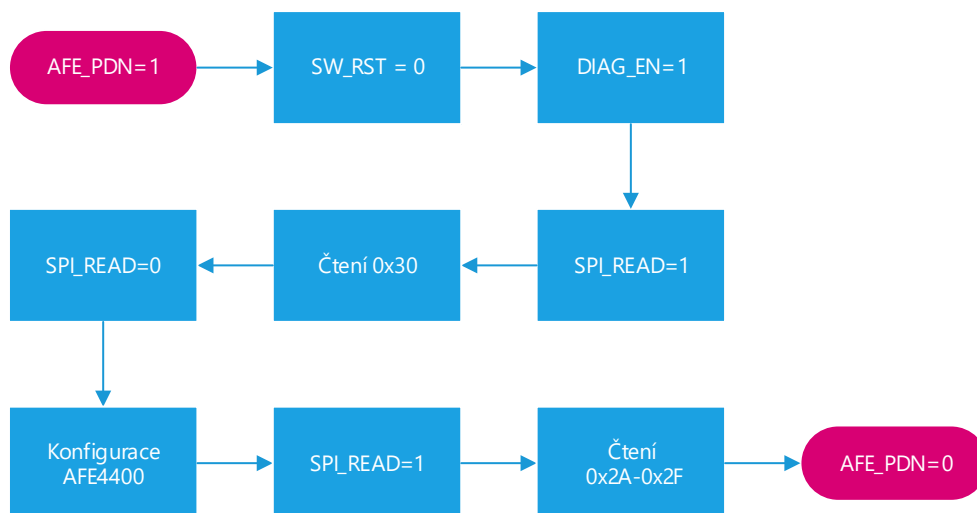
V druhé události – připojení, jsou zaslány do integrovaného obvodu AFE4400 data pro konfiguraci a nastavení časování pro diody v optické sondě a následnou digitalizaci naměřených hodnot. Data se začnou odesílat tehdy, když se Bluetooth modul připojí k mobilnímu telefonu nebo počítači. Nastavované parametry jsou uvedeny v kapitole 5.3.

Událost přerušení slouží ke čtení měřených dat ve správném okamžiku. V této události ověřujeme jestli na pinu P0_1 se objeví náběžná hrana signálu z integrovaného obvodu AFE4400. Když se náběžná hrana objeví, začne se provádět blok příkazů sloužících ke čtení a následnému zápisu do GATT služby. Čtení naměřených dat je popsáno v kapitole 5.4.

5.2. Inicializace obvodu AFE4400

Integrovaný obvod AFE4400 se musí po zapnutí napájení a přivedení log. 1 na pin AFE_PDN, který nám čip probudí z režimu spánku, inicializovat dle kroků (Obrázek 29):

1. Nastavení SW_RST bitu v registru 0x00 na hodnotu 1 pro resetování celého čipu na výchozí hodnoty.
2. Nastavení DIAG_EN bitu v registru 0x00 na hodnotu 1 pro spuštění diagnostického módu optické sondy. Vyhledají se zkratky či špatné kontakty v sondě u LED diod a fotodiody.
3. Nastavení SPI_READ bitu v registru 0x00 na hodnotu 1, aby bylo možné číst data z registrů.
4. Čtení dat z registru 0x30, a podle bitů obsahujících hodnotu 1 se zjistí konkrétní problém.
5. Nastavení SPI_READ bitu v registru 0x00 na hodnotu 0, pro umožnění zápisu do registrů k tomu určených.
6. Konfigurace čipu (registry 0x1E, 0x20 – 0x23) a nastavení časování (registry 0x01 – 0x1D)
7. Nastavení SPI_READ bitu v registru 0x00 na hodnotu 1, aby bylo možné číst data z registrů.
8. Čtení naměřených dat z registrů 0x2A – 0x2F



Obrázek 29 Inicializační sekvence obvodu AFE4400

5.3. Nastavení parametrů obvodu AFE4400

Integrovaný obvod obsahuje 49 registrů a je konfigurován pomocí SPI komunikace s modulem BLE113. Modul BLE113 odesílá 32 bitů instrukcí. Prvních osm bitů obsahuje adresu registru a následujících 24 bitů obsahují data k zápisu do zvoleného registru v případě registrů s číslem 0-41. Posledních sedm registrů slouží pouze ke čtení. Chybějící registry v tabulce (Tabulka 2) nemají pro provoz žádné využití nebo jsou jen pro tovární nastavení.

Tabulka 2 Mapa registrů s nastavenými parametry

| Adresa hex | Možnosti nastavení | Nastavená hodnota hexadecimální číslo |
|------------|--|---------------------------------------|
| 0x00 | Reset softwaru, diagnostika optické sondy, povolení čtení z registru | |
| 0x01 | Začátek snímání pulzu IR diody | 0x002F30 |
| 0x02 | Konec snímání pulzu IR diody | 0x003E7E |
| 0x03 | Rozsvěcení IR diody | 0x002EE0 |
| 0x04 | Zhasnutí IR diody | 0x003E7F |
| 0x05 | Začátek snímání okolního světla IR spektra | 0x000050 |
| 0x06 | Konec snímání okolního světla IR spektra | 0x000F9E |
| 0x07 | Začátek snímání pulzu červené diody | 0x000FF0 |
| 0x08 | Konec snímání pulzu červené diody | 0x001F3E |
| 0x09 | Rozsvěcení červené diody | 0x000FA0 |
| 0x0A | Zhasnutí červené diody | 0x001F3F |
| 0x0B | Začátek snímání okolního světla červeného spektra | 0x001F90 |
| 0x0C | Konec snímání okolního světla červeného spektra | 0x002EDE |
| 0x0D | Začátek digitalizace prošlého IR světla | 0x000006 |
| 0x0E | Konec digitalizace prošlého IR světla | 0x000F9F |
| 0x0F | Začátek digitalizace okolního IR světla | 0x000FA6 |
| 0x10 | Konec digitalizace okolního IR světla | 0x001F3F |
| 0x11 | Začátek digitalizace prošlého červeného světla | 0x001F46 |
| 0x12 | Konec digitalizace prošlého červeného světla | 0x002EDF |
| 0x13 | Začátek digitalizace okolního červeného světla | 0x002EE6 |
| 0x14 | Konec digitalizace okolního červeného světla | 0x003E7F |
| 0x15 | Začátek prvního resetovacího pulzu AD převodníku | 0x000000 |
| 0x16 | Konec prvního resetovacího pulzu AD převodníku | 0x000005 |
| 0x17 | Začátek druhého resetovacího pulzu AD převodníku | 0x000FA0 |
| 0x18 | Konec druhého resetovacího pulzu AD převodníku | 0x000FA5 |

| | | |
|------|--|----------|
| 0x19 | Začátek třetího resetovacího pulzu AD převodníku | 0x001F40 |
| 0x1A | Konec třetího resetovacího pulzu AD převodníku | 0x001F45 |
| 0x1B | Začátek čtvrtého resetovacího pulzu AD převodníku | 0x002EE0 |
| 0x1C | Konec čtvrtého resetovacího pulzu AD převodníku | 0x002EE5 |
| 0x1D | Délka periody | 0x003E7F |
| 0x1E | Zapnutí časovače | 0x000101 |
| 0x21 | Nastavení transimpedančního zesilovače a rušení okolního světla | 0x000010 |
| 0x22 | Nastavení proudu pro červenou a IR diodu | 0x011411 |
| 0x23 | Nastavení zapojení LED a aktivace komunikace čipu | 0x020100 |
| 0x29 | Aktivace pinu alarmu fotodiody a LED diod | 0x000000 |
| 0x2A | Digitalizovaná data z červené diody | |
| 0x2B | Digitalizovaná data okolního světla červené diody | |
| 0x2C | Digitalizovaná data z červené diody | |
| 0x2D | Digitalizovaná data okolního světla infračervené diody | |
| 0x2E | Rozdíl naměřené hodnoty a okolního světla červeného spektra | |
| 0x2F | Rozdíl naměřené hodnoty a okolního světla infračerveného spektra | |
| 0x30 | Diagnostika poruch optické sondy | |

Registry 1 až 29 slouží k nastavení časování vyslaných pulzů, měření prošlého a okolního světla a následná digitalizace naměřených hodnot. Tyto hodnoty jsou nastaveny na opakovací frekvenci měření 250 vzorků za sekundu, aby se splnila podmínka Shannonova-Nyquistova-Kotělnikovova teorému, kdy vzorkovací frekvence musí být minimálně dvojnásobná oproti maximální měřené frekvenci. Zařízení bude dimenzováno na maximální frekvenci srdečního pulzu o hodnotě 250 úderů za minutu. Vzorkovací perioda je rozdělena ještě na čtvrtperiody. V první čtvrtperiodě svítí červená LED a snímá se dopadající světlo na fotodiodu. V druhé čtvrtperiodě nesvítí žádná dioda, ale snímá se červené světlo dopadající na fotodiodu vlivem okolního světla. Ve třetí čtvrtperiodě svítí infračervená LED a snímá se dopadající světlo na fotodiodu a v poslední čtvrtperiodě nesvítí žádná LED, ale je snímáno infračervené světlo dopadající na fotodiodu vlivem okolního světla. Po krátkém prodlení na začátku každé čtvrtperiody je spuštěn A/D převodník pro digitalizaci dat. Na konci celé periody je vyslán impuls z pinu AFE_Ready, který slouží pro přerušování mikrokontroléru a přenesení naměřených dat. Po té jsou naměřená data nahrazená novým měřením.

Pro ustálení měřených hodnot byl nastaven proud tekoucí oběma LED dle měřených hodnot. Pro červenou LED diodu je nastaven proud 4 mA a pro infračervenou LED diodu proud 3,2 mA. Obě LED diody jsou zapojeny v optické sondě antiparalelně, proto se využívá konfigurace H-můstku. Napájení zajišťuje integrovaný obvod AFE4400 z vlastního programovatelného zdroje.

Při čtení hodnot z registrů musí být nastaven v registru 0x00 poslední bit (SPI_READ) na 1 a při zápisu musí mít hodnotu 0.

Pro zápis hodnot do registrů uvedených výše v Tabulka 2 slouží příkaz v jazyce BGscript:

```
call hardware_spi_transfer((kanál), (počet bajtů), "(adresa registru a
hexadecimální hodnota nastavení)")
```

[11]

5.4. Čtení naměřených dat z obvodu AFE4400

Naměřená data mají formát 22 bitového slova s dvojkovým doplňkem. Vstupní měřené napětí A/D převodníku může nabývat hodnot od -1,2 V do 1,2 V. Ideálně je zesílení obvodu nastaveno tak, aby vstupní napětí bylo v rozmezí od -1 V do 1 V a převodník nebyl v oblasti nasycení. Zesílení obvodu bylo nastaveno programovatelným zpětnovazebním odporem R_F na hodnotu 500 k Ω . A není využito druhého stupně zesílení s odečtením proudu pro omezení stejnosměrné složky signálu.

Modul BLE113 může číst data pouze jako kompletní 24 bitové slovo, proto při digitalizaci záporných hodnot jsou první dva nejvíce významné bity nastaveny na 1 a při digitalizaci kladných hodnot jsou první dva nejvíce významné bity nastaveny na 0.

Při čtení je potřeba odeslat na integrovaný obvod AFE4400 adresu registru doplněnou o tři nulové bajty za účelem stálého generování hodinového signálu, a tím i možnost přijetí naměřených hodnot zpět do modulu.

```
call hardware_spi_transfer(1, 4, "(hex číslo registru) \x00\x00\x00")
(res, channel, data_len, data)
```

Přijaté hodnoty se uloží do proměnné *data*, vytvoříme proměnou *oxdata* typu zásobník (buffer), která bude obsahovat 7 bajtů. První bajt bude hlavička pro komunikaci s hodnotou 0x80. Do následujících tří bajtů se uloží digitalizované data červeného spektra a do posledních tří bajtů se uloží data infračerveného spektra.

```
oxdata(0:1)=$80
oxdata(1:3)=led2val(1:3)
oxdata(4:3)=led1val(1:3)
```

Takto vytvořený zásobník s daty zapíšeme do GATT služby BLE modulu, kde bude odeslán na připojený mobilní telefon či počítač a nadále zpracován.

```
call attributes_write(xgatt_oxdata, 0, 7, oxdata(0:7))
```

6. Zpracování naměřených dat v Android aplikaci

Naměřené hodnoty červeného a infračerveného spektra jsou pomocí Bluetooth zaslány na mobilní zařízení se systémem Android. Aplikace je naprogramována ve vývojovém prostředí Android studio v programovacím jazyce Java. Jako základ byla použita vzorová aplikace firmy Berry Medical, kde byl vyřešen příjem dat z pulzního oxymetru pomocí GATT služeb. Hexadecimální hodnoty jsou převedeny jako celočíselné hodnoty v desítkové soustavě a uloženy do pole, odkud se dále zpracovávají metodou `parse()` z vytvořené třídy `PackageParser`. První bajt je zahozen, hodnota červeného spektra je součet druhého bajtu vynásobeného hodnotou 2^{16} , třetího bajtu vynásobeného 2^8 a hodnoty čtvrtého bajtu. Hodnota infračerveného spektra je stanovena podobně z pátého, šestého a sedmého bajtu.

```
red= 256*256*packageDat [1]+256*packageDat [2]+packageDat [3];
ir= 256*256*packageDat [4]+256*packageDat [5]+packageDat [6]; [20]
```

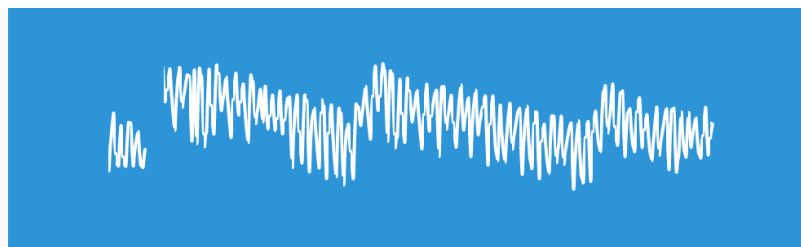
6.1. Vykreslení pulzní křivky

Při vykreslování pulzní křivky přímo z měřených hodnot se objevoval velký šum a byl problém rozeznat tvar pulzní vlny (Obrázek 30). Proto musí být data vyhlazena za použití Savitzky-Golay filtru s vyhlazovacím oknem pěti hodnot (Obrázek 31).

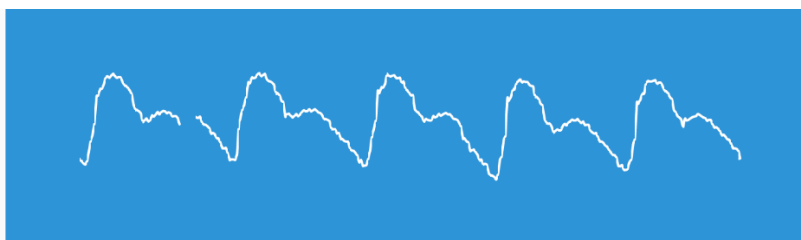
```
FiltIR[i-4]=(1/35)*(-3*IRData[i-4]+12*IRData[i-3]+17*IRData[i-2]+12*IRData[i-1]-3*IRData[i]);
```

```
FiltRed[i-4]=(1/35)*(-3*RedData[i-4]+12*RedData[i-3]+17*RedData[i-2]+12*RedData[i-1]-3*RedData[i]);
```

[21]



Obrázek 30 Infračervená data před filtrací



Obrázek 31 Infračervená data po použití vyhlazovacího filtru

Data jsou v určitých intervalech centrována, aby bylo možné využít vykreslování pro různé hodnoty absorbance vlivem různé tloušťky a pigmentace prstů. Vykreslování je provedeno pomocí třídy `SurfaceView` implementované v Android zařízeních. Vykreslování probíhá v průběhu běhu aplikace po připojení ke GATT službám a zapnutím notifikací. Vykreslování je implementováno v souboru `DrawRunnable.java`, kde jsou nastaveny velikosti vykreslovací plochy, barva pozadí, barva a tloušťka pulzní vlny.

6.2. Stanovení hodnoty nasycení krve kyslíkem

Pro stanovení hodnoty saturace je třeba nejprve zpracovat signál, a to odělit střídavou složku od stejnosměrné pro každé spektrum. Stejnoseměrnou složku získáme pomocí klouzavého průměru. Součet přijatých hodnot z každého spektra se podělí jejich počtem.

```
redSum=redSum+red; irSum=irSum+ir;
redDC=redSum/i; irDC=irSum/i;
```

Střídavou složku dostaneme umocněním rozdílu aktuální hodnoty a stejnosměrné složky dvěma a následně odmocněním předchozí hodnoty podělenou počtem hodnot.

```
redAC_sq+=Math.pow((red-redDC),2); irAC_sq+=Math.pow((ir-irDC),2);
redAC=Math.sqrt(redAC_sq/i); irAC=Math.sqrt(irAC_sq/i);
```

Hodnota nasycení krve kyslíkem se vypočítá využitím vztahů (4.1) a (4.2).

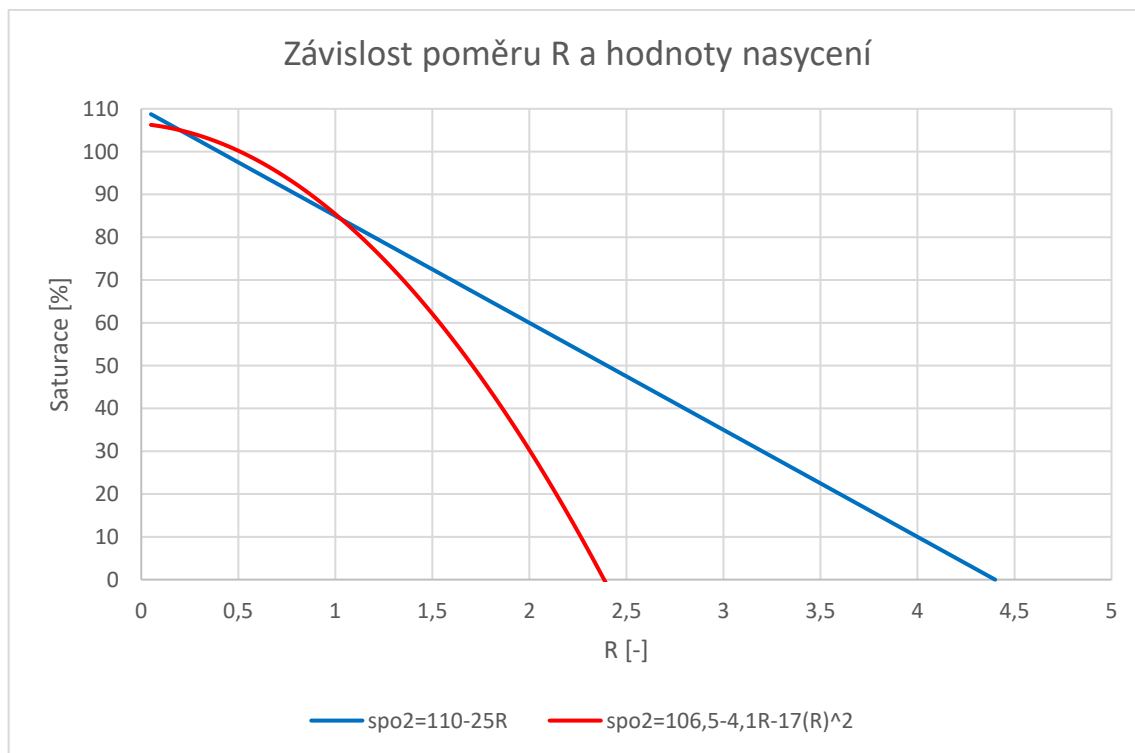
```
R=(redAC * irDC) / (irAC * redDC);
spo2=110-25*R;
```

Během následné kalibrace přístrojem FLUKE Index 2 XLFE Series Pulse Oximeter Tester byl výpočet dle vztahu (4.2) nedostačující, proto byl měřením definován exponenciální průběh závislosti poměru poměrů R a hodnoty nasycení.

[22]

$$SpO_2 = 106,5 - 4,1 \cdot R - 17 \cdot R^2 \quad (6.1)$$

Průběhy vztahů (4.2) a (6.1) jsou porovnány v grafu Obrázek 32.



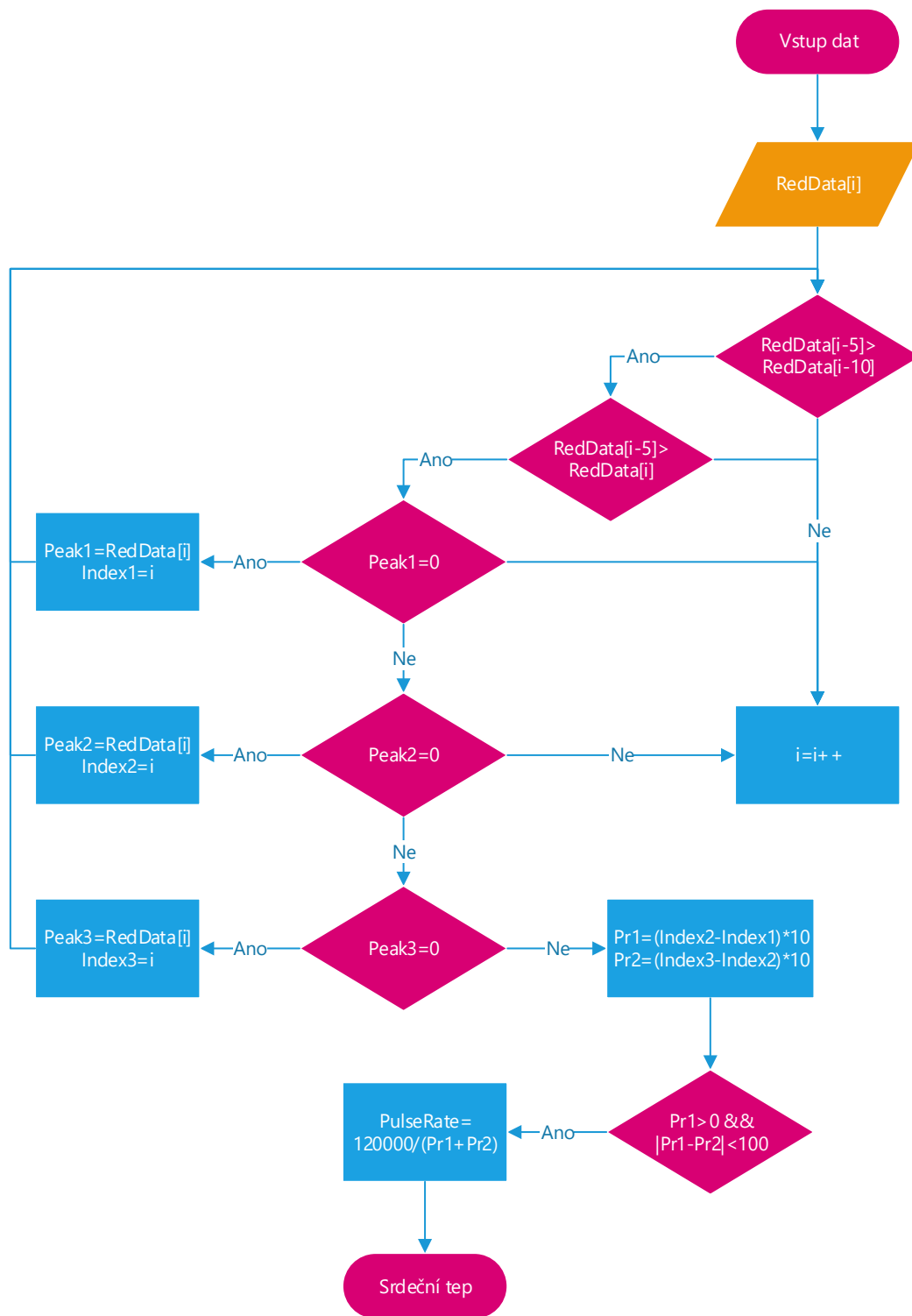
Obrázek 32 Graf závislosti poměru R a hodnoty nasycení

Kód aplikace pro výpočet nasycení krve kyslíkem byl pozměněn.

```
spo2=106.5-4.1*R-17*Math.pow(R, 2) ;
```

6.3. Stanovení hodnoty srdečního tepu

Srdeční tep je určován v běhu aplikace pomocí měření doby mezi třemi periodami pulzní vlny. Algoritmus je zobrazen vývojovým diagramem (Obrázek 33) Po detekci první vlny se uloží hodnota indexu do proměnné *index1*, následně se detekuje druhá vlna, jejíž index se uloží do proměnné *index2*. Nakonec se detekuje třetí vlna a hodnota se uloží do *index3*. Vypočítá se průměr rozdílů mezi prvním a druhým indexem a mezi druhým a třetím indexem, který se přenásobí časovou konstantou podle vzorkování. Tímto průměrem se vydělí hodnota 1000 ms a výsledek se přenásobí počtem sekund v jedné minutě, abychom dostali srdeční tep v úderech za minutu.

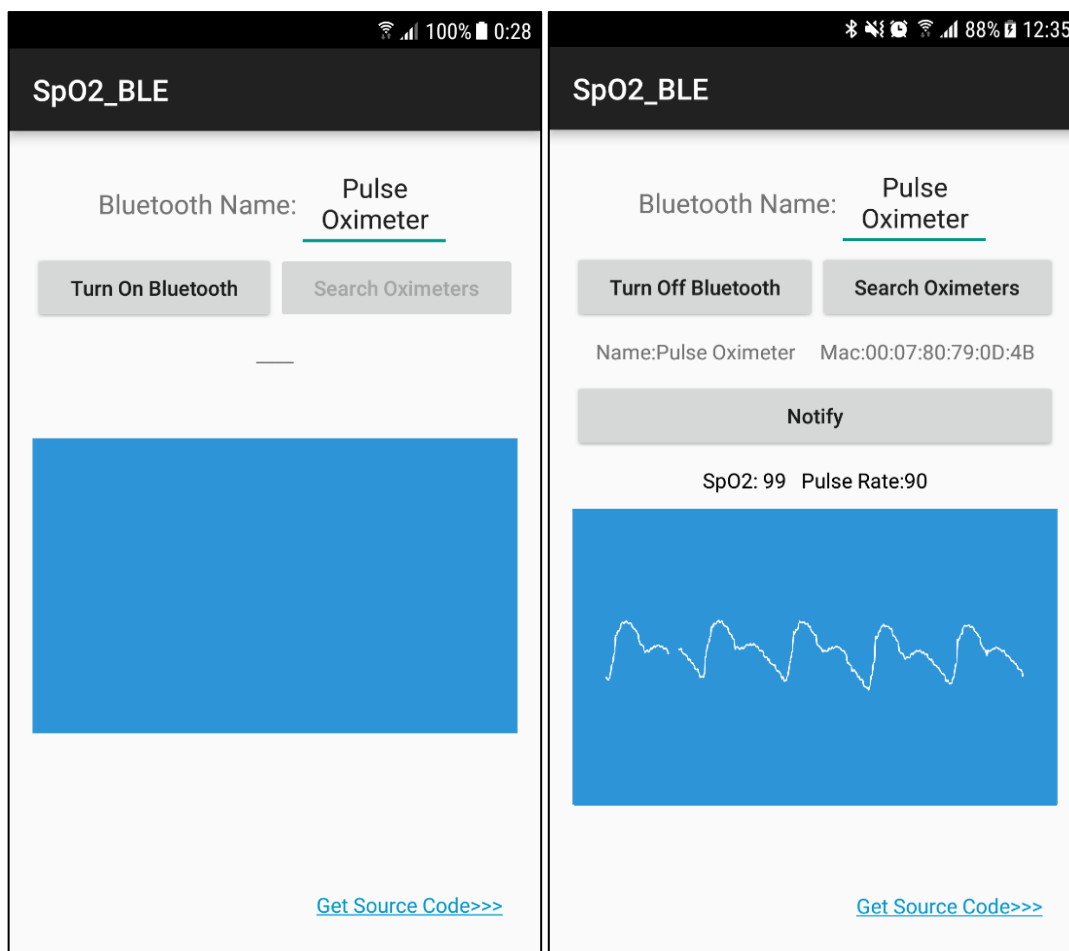


Obrázek 33 Algoritmus detekce pulzní vlny pro výpočet tepu

V okně aplikace se zobrazí měřená hodnota tepu v úderech za minutu. V porovnání s testerem FLUKE Index 2 XLFE Series Pulse Oximeter Tester se měřený tep odlišoval při frekvenci 240 úderů za minutu o 6 úderů za minutu, což činí maximálně 3% chybovost.

6.4. Uživatelské prostředí aplikace

Po spuštění aplikace je aktivní pouze tlačítko Turn On Bluetooth, které po kliknutí zapne Bluetooth konektivitu zařízení. Po zapnutí se aktivuje tlačítko Search Oximeters, po následném stisku daného tlačítka začne aplikace vyhledávat Bluetooth zařízení zadaného jména a v průběhu hledání se objeví slovo Searching (Hledání). V případě nenalezení žádného Bluetooth zařízení se zobrazí věta No device found. Při nalezení se aplikace automaticky připojí k zařízení a zobrazí jeho název společně s fyzickou adresou a objeví se tlačítko Notify (Oznamování). Po kliknutí na tlačítko Notify mobilní aplikace zahájí příjem měřených dat, zpracování a zobrazení vypočtených hodnot společně s pulzní křivkou. Vzhled grafického uživatelského prostředí je na obrázku níže (Obrázek 34)



Obrázek 34 Uživatelské prostředí aplikace po zapnutí (vlevo) a po připojení pulzního oxymetru (vpravo)

7. Závěr

Tato práce se zabývá problematikou měření pulzní oxymetrie a výrobou prototypu zařízení pro stanovení hodnot nasycení krve kyslíkem a tepové frekvence.

V práci byl rozebrán princip transportu kyslíku v krevním řečišti člověka a jeho vázanost na červené krevní barvivo obsažené v erythrocytech. Optické vlastnosti okysličeného a odkysličeného hemoglobinu a absorbance světelného záření v červeném a infračerveném spektru a následný vztah pro výpočet procentuálního podílu oxyhemoglobinu v krvi k celkovému počtu hemoglobinu.

Na základě principů měření pulzní oxymetrie byl navržen měřicí řetězec pro prstovou optickou sondu od firmy RALL Elektronik ke snímání biosignálu. Pro univerzálnost a kompaktnost zařízení je využito napájení pomocí Li-pol akumulátoru a bezdrátové komunikace s využitím Bluetooth 4.0 Low Energy. Po té byl proveden výběr součástek a vytvořen elektrotechnický obvod dle požadavků zapojení z katalogových listů. Obvod nebylo možné testovat v nepájivém kontaktním poli kvůli využití SMD součástek integrovaných obvodů a BLE modulu. K umožnění bezchybného připájení součástek byla deska plošných spojů opatřena nepájivou maskou a odzkoušena po osazení součástkami. Kvůli použité technologii bylo třeba nechat vyrobit více desek plošných spojů a najít vhodný způsob osazení, aby byl výsledek spolehlivý. Spolehlivost a funkčnost se projevila u páté verze zařízení.

Při programování modulu BLE113 s využitím jazyka BGscript byly zjištěny nedostatky v podporovaných matematických operacích, a tak nebylo možné surová naměřená data dále zpracovat. Proto jsou surová data přenášena pomocí bezdrátové Bluetooth komunikace na mobilní zařízení, kde se následně v mobilní Android aplikaci zpracují a vypočítají se hodnoty nasycení krve kyslíkem a srdeční tepové frekvence. Kvůli tomuto problému nebylo možné zobrazovat naměřená data na funkčním modulu OLED displeje s využitím mikrokontroléru ATmega16. (Příloha III)

Metalický přenos měřených dat není uskutečněn v důsledku nekompletních informací v katalogovém listu modulu BLE113 a to, že jazyk BGscript nepodporuje dvou vodičovou UART komunikaci (RX-TX). Pro funkčnost musí být zapojeny čtyři vodiče (RX, TX, RTS, CTS).

Aplikace pro měření nasycení kyslíku v krvi, stanovení hodnoty tepu a vykreslování pulzní křivky byla vytvořena ve vývojovém prostředí Android Studio a byla testována na zařízení Samsung Galaxy S7 s verzí systému Android 7.0 API 24 (Nougat).

Práce byla úspěšně dokončena a zařízení bylo zprovozněno. Testování a kalibrace proběhla na přístroji FLUKE Index 2 XLFE Series Pulse Oximeter Tester. Zařízení dokáže na jedno kompletní nabití akumulátoru pracovat bezmála 100 hodin. Celková spotřeba pulzního oxymetru při plném vysílacím výkonu činí 15 mA a při odpojení Bluetooth pouze 9 mA. Práci lze dále zdokonalovat a rozvíjet ji například využitím mikrokontroléru ATmega16 pro výpočty a pomocí SPI komunikace s modulem BLE113 by byly data přeneseny pro následné odeslání do mobilního zařízení a zobrazení na OLED displeji pulzního oxymetru. Dále by byla možnost rozšíření aplikace i na mobilní platformu iOS s možností exportu dat či online přenos k systému eHealth. [23]

Citovaná literatura

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 9788024831077.
- [2] Hemoglobin. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2016-12-30]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Hemoglobin>
- [3] When We Have Poor Quality Of Hemoglobin? How To Improve Hemoglobin Levels During Pregnancy?. *Natural home remedies* [online]. b.r. [cit. 2016-12-30]. Dostupné z: <http://naturalhomeremedies.blogspot.com/2015/08/when-we-have-poor-quality-of-hemoglobin.html>
- [4] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [5] KAUR, Dilpreet. *Pulse Oximeter using ADuC842 Microcontroller A monitoring device for measuring blood oxygen saturation and pulse rate*. Neue Ausg. Saarbrücken: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2012. ISBN 978-384-8493-180.
- [6] FOUZAS, S., K. PRIFTIS a M. ANTHRACOPOULOS. Pulse Oximetry in Pediatric Practice. *PEDIATRICS*. 2011, **128**(4), 740-752. DOI: 10.1542/peds.2011-0271. ISSN 0031-4005. Dostupné také z: <http://pediatrics.aappublications.org/cgi/doi/10.1542/peds.2011-0271>
- [7] MOYLE, John TB. *Pulse oximetry*. 2nd ed. London: BMJ Books, 2002. ISBN 07-279-1740-4.
- [8] KUMAR, Maradugu a Y.Ravi SEKHAR. Android based health care monitoring system. *2015 International Conference on Innovations in Information, Embedded and Communication Systems (ICIIECS)*. IEEE, 2015, , 1-5. DOI: 10.1109/ICIIECS.2015.7192877. ISBN 978-1-4799-6817-6. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7192877/>
- [9] CHUGH, Soumil a Jaskirat KAUR. Low cost calibration free Pulse oximeter. *2015 Annual IEEE India Conference (INDICON)*. IEEE, 2015, , 1-5. DOI: 10.1109/INDICON.2015.7443576. ISBN 978-1-4673-7399-9. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7443576/>
- [10] *Nellcor-20DS-100A: Service manual* [online]. b.r. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z: http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/pulse_oximeter/service_manuals/Nellcor%20DS-100A.jpg
- [11] *AFE4400 Integrated Analog Front-End for Heart Rate Monitors and Low-Cost Pulse Oximeters: datasheet* [online]. Rev. H. Texas Instruments, 2014 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <http://www.ti.com/product/afe4400?qgpn=afe4400>

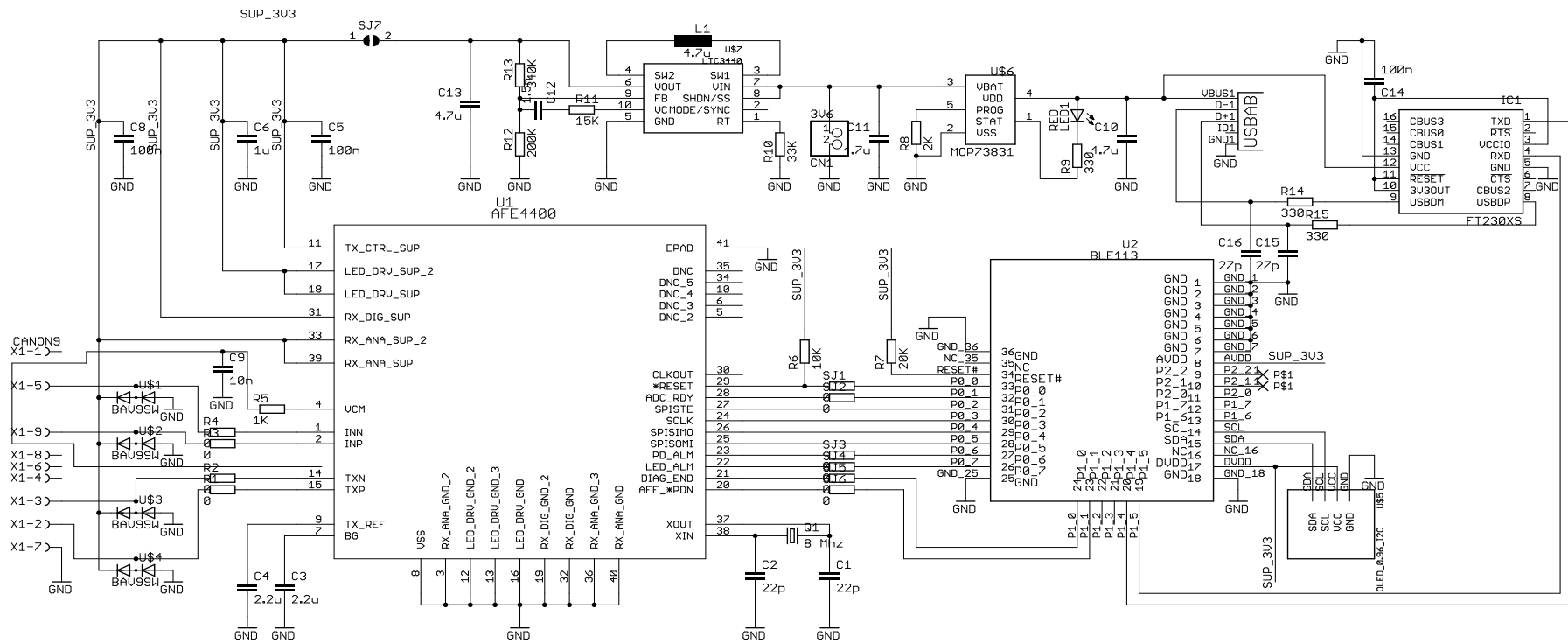
- [12] *BLE113 Bluetooth® Smart Module: datasheet* [online]. Silicon Labs, 2015 [cit. 2017-01-12]. Dostupné z: <http://www.silabs.com/products/wireless/bluetooth/bluetooth-smart-modules/Pages/ble113-bluetooth-smart-module.aspx>
- [13] *FT230X USB TO BASIC UART IC: datasheet* [online]. Future Technology Devices International Ltd., 2016 [cit. 2017-01-12]. Dostupné z: <http://www.ftdichip.com/Products/ICs/FT230X.html>
- [14] *MCP73831-Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion, Li-Polymer Charge Management Controllers: datasheet* [online]. Microchip, 2014 [cit. 2017-01-12]. Dostupné z: www.microchip.com/mcp73831
- [15] *LTC3440 - Micropower Synchronous Buck-Boost DC/DC Converter: datasheet* [online]. Linear technology, b.r. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z: <http://www.linear.com/product/LTC3440>
- [16] *BLUETOOTH SMART MODULE: CONFIGURATION GUIDE* [online]. Version 3.3. Silicon Labs, 2014 [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <http://www.silabs.com/documents/login/user-guides/UG210.pdf>
- [17] *BLUEGIGA BLUETOOTH SMART SOFTWARE: V.1.5 API DOCUMENTATION* [online]. Version 3.10. Silicon Labs, 2016 [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: http://www.silabs.com/documents/login/reference-manuals/Bluetooth_Smart_Software-BLE-1.5-API-RM.pdf
- [18] *Aplikace BLE Scanner*. Bluepixel Technology LLP, b.r. Dostupné také z: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.macdom.ble.blescanner&hl=cs>
- [19] *BGSCRIPT SCRIPTING LANGUAGE: DEVELOPER GUIDE* [online]. Version 4.1. Silicon Labs, 2015 [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <http://www.silabs.com/documents/login/user-guides/UG209.pdf>
- [20] ZH2X, . SpO2-BLE-for-Android. In: *Github, Inc.* [online]. US: Berry Medical, 2015 [cit. 2017-04-17]. Dostupné z: <https://github.com/zh2x/SpO2-BLE-for-Android>
- [21] DAI, Yanchen a Jian LUO. Design of Noninvasive Pulse Oximeter Based on Bluetooth 4.0 BLE. *2014 Seventh International Symposium on Computational Intelligence and Design*. IEEE, 2014, , 100-103. DOI: 10.1109/ISCID.2014.45. ISBN 978-1-4799-7004-9. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7064149/>
- [22] HE, Diwei, Stephen MORGAN, Dimitrios TRACHANIS et al. A Single-Chip CMOS Pulse Oximeter with On-Chip Lock-In Detection. *Sensors*. 2015, **15**(7), 17076-17088. DOI: 10.3390/s150717076. ISSN 1424-8220. Dostupné také z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/15/7/17076/>
- [23] *Elektronické zdravotnictví* [online]. b.r. [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <http://www.ezdrav.cz/o-elektronickem-zdravotnictvi/>

Přílohy

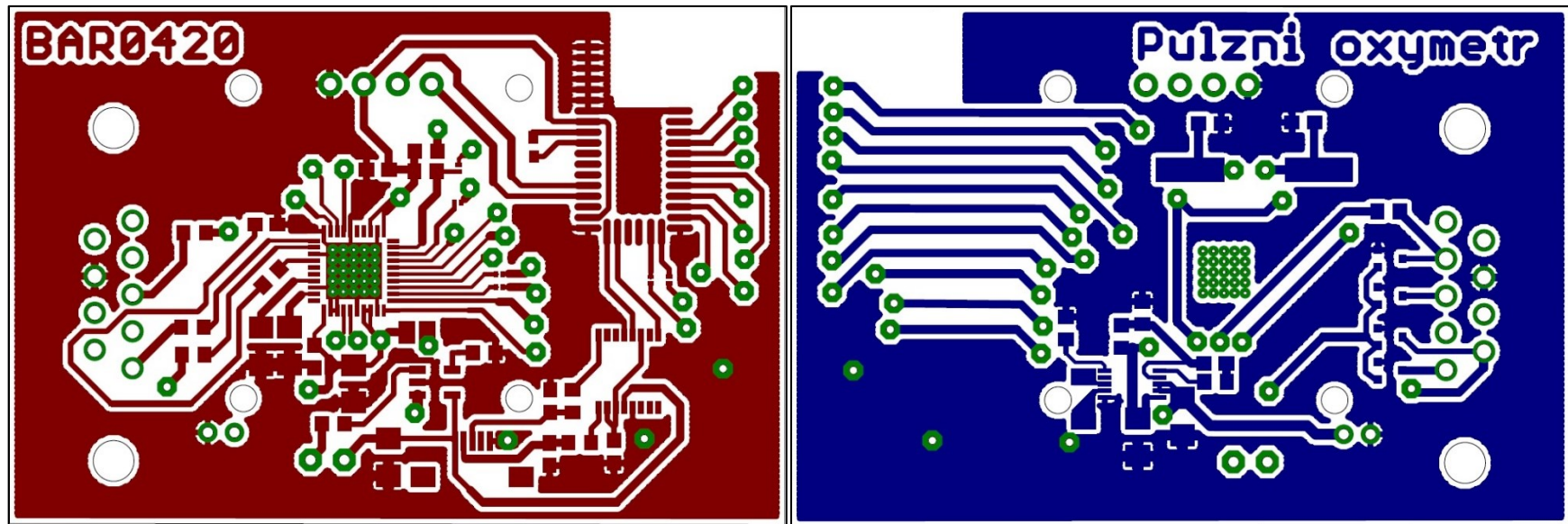
| | |
|---|-------|
| PŘÍLOHA I ELEKTROTECHNICKÉ SCHÉMA..... | - 1 - |
| PŘÍLOHA II NÁVRH DPS VRCHNÍ STRANA (VLEVO) A SPODNÍ STRANA (VPRAVO) V MĚŘÍTKU 1:0,5..... | - 2 - |
| PŘÍLOHA III FUNKČNÍ OLED DISPLEJ | - 2 - |
| PŘÍLOHA IV OSAZENÁ DPS S OPTICKOU SONDOU A PROGRAMÁTOREM..... | - 3 - |
| PŘÍLOHA V PŘÍSTROJ PRO PULZNÍ OXYMETRII BEZ OPTICKÉ SONDY | - 4 - |

Příloha na CD

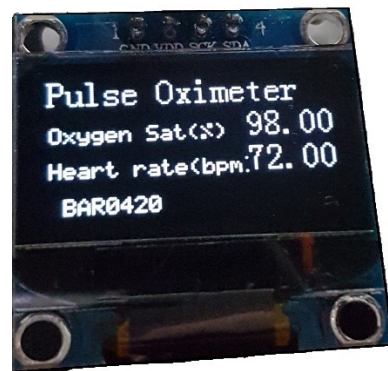
- I. Zdrojový kód modulu BLE113
- II. Zdrojový kód Android aplikace
- III. Elektrotechnické schéma s návrhem DPS pulzního oxymetru
- IV. Elektrotechnické schéma OLED displeje s mikrokontrolérem



Příloha I Elektrotechnické schéma



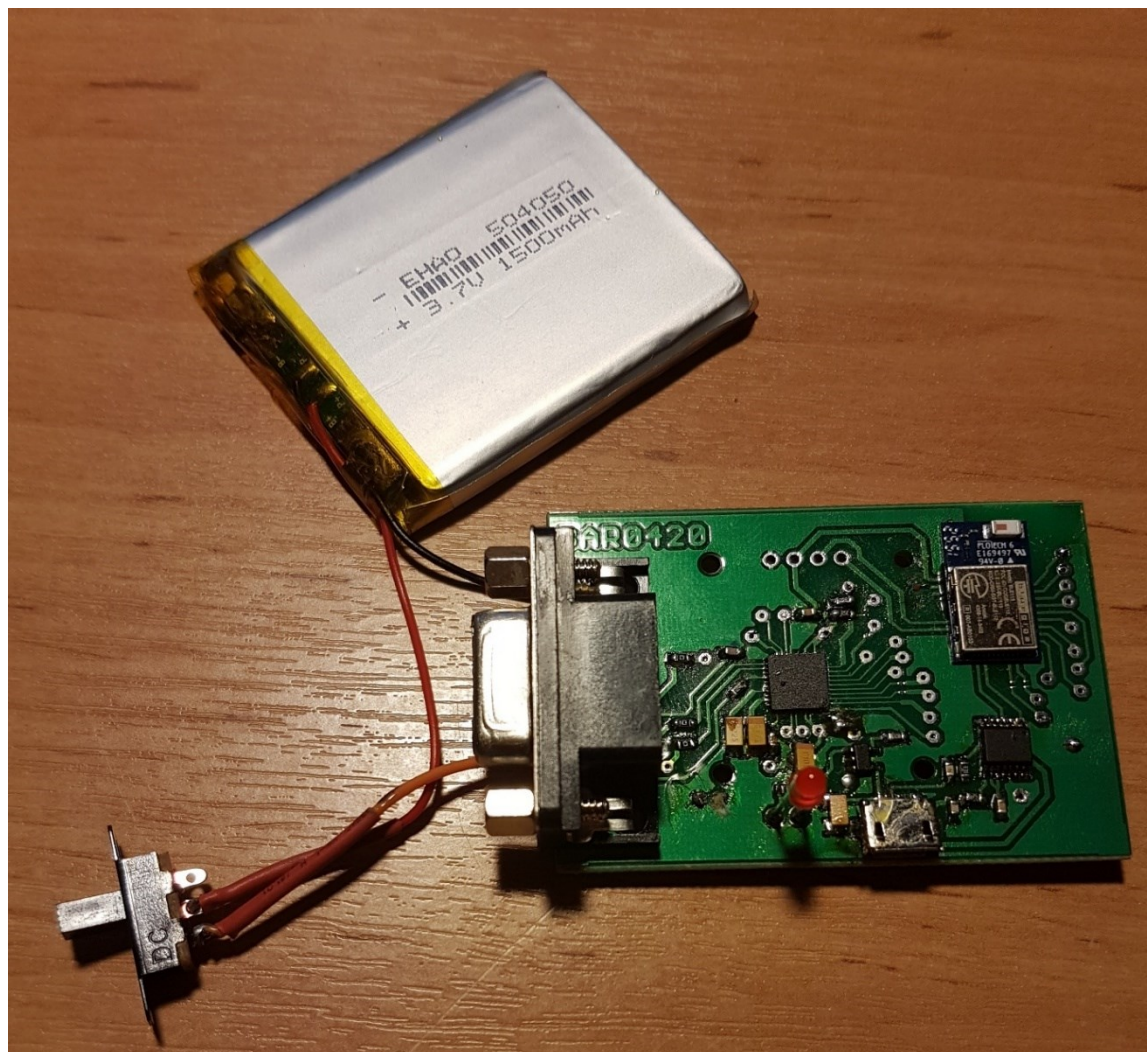
Příloha II Návrh DPS vrchní strana (vlevo) a spodní strana (vpravo) v měřítku 1:0,5



Příloha III Funkční OLED displej



Příloha IV Osazená DPS s optickou sondou a programátorem



Příloha V Přístroj pro pulzní oxymetrii bez optické sondy