TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta mechatroniky, informatiky
a mezioborových studií

Návrh a realizace pulzního oxymetru

Bakalářská práce

Studijní program: N2646 – Informační technologie
Studijní obor: 1802R007 – Informační technologie

Autor práce: **Libor Štiťák**
Vedoucí práce: Ing. Martin Kysela

Liberec 2016

TECHNICAL UNIVERSITY OF LIBEREC
Faculty of Mechatronics, Informatics
and Interdisciplinary Studies

Design and Realization of Pulse Oximeter

Bachelor thesis

Study programme: N2646 – Information technology
Study branch: 1802R007 – Information technology

Author: **Libor Štiťák**
Supervisor: Ing. Martin Kysela

Liberec 2016

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií
Akademický rok: **2015/2016**

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení:	**Libor Štiťák**
Osobní číslo:	**M13000139**
Studijní program:	**B2646 Informační technologie**
Studijní obor:	**Informační technologie**
Název tématu:	**Návrh a realizace pulzního oxymetru**
Zadávající katedra:	**Ústav mechatroniky a technické informatiky**

Zásady pro vypracování:

1. Nastudujte problematiku měření krevní kyslíkové saturace.
2. Navrhněte obvodové řešení přípravku pro měření krevní kyslíkové saturace s využitím mikroprocesoru ARM.
3. Zhotovte přípravek dle návrhu a naprogramujete ho, včetně ovládací aplikace pro PC.
4. Ověřte správnou funkčnost přípravku.

Rozsah grafických prací:	**dle potřeby dokumentace**
Rozsah pracovní zprávy:	**cca 30–40 stran**
Forma zpracování bakalářské práce:	**tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

[1] **SCHOŘOVÁ, M.: Měření nasycení krve kyslíkem. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. Vedoucí práce Doc. Ing. Milan Chmelař CSc.**

[2] **PUNČOCHÁŘ, Josef.: Operační zesilovače v elektronice. 5. vydání. Praha: Nakladatelství BEN - technická literatura, 2002. 495 stran. ISBN: 80-7300-059-8.**

[3] **Nellcor DS100A-1 DuraSensor Adult Finger Clip Sensor. A1MedicalSales. [on- line]. [citováno 26. dubna 2015]. Dostupné z: https://www.a1medicalsales.com/ product/DS100A-1.html.**

Vedoucí bakalářské práce:	**Ing. Martin Kysela** Ústav mechatroniky a technické informatiky
Datum zadání bakalářské práce:	**10. října 2015**
Termín odevzdání bakalářské práce:	**16. května 2016**

prof. Ing. Václav Kopecký, CSc.
děkan

L.S.

doc. Ing. Milan Kolář, CSc.
vedoucí ústavu

V Liberci dne 10. října 2015

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 16. 5. 2016

Podpis:

Poděkování

Rád bych poděkoval panu Ing. Martinu Kyselovi za odborné vedení, pomoc a cenné rady, které mi v průběhu zpracování této bakalářské práce věnoval. Děkuji také panu Justinu Holdenovi za gramatickou kontrolu anglicky psané verze abstraktu této práce.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá pulzním oxymetrem čili zařízením měřícím krevní kyslíkovou saturaci. Cílem práce je návrh a sestavení laboratorního přípravku měřícího krevní kyslíkovou saturaci, který ke své činnosti využívá mikroprocesoru ARM a je ovladatelný prostřednictvím desktopové aplikace pro PC. Programování mikroprocesoru a vytvoření ovládací aplikace jsou rovněž zahrnuty v práci.

Práce má dvě části. První je část teoretická, která se zabývá fyzikálními, biologickými a matematickými principy využívanými k měření krevní kyslíkové saturace. Druhou je část praktická, která zahrnuje popis v práci použitých technologií a popis konstrukce a programování přípravku včetně ovládací aplikace. Shrnutí procesu konstrukce, programování přípravku a výsledky ověření jeho funkčnosti jsou uvedeny v závěru práce.

Výsledkem práce je laboratorní přípravek měřící krevní kyslíkovou saturaci a frekvenci srdečního tepu. Výsledky měření přípravku jsou srovnatelné s výsledky měření pulzních oxymetrů s deklarovanou funkčností v rámci přibližně 3% odchylky.

Klíčová slova:

absorbance tkáně, krevní kyslíková saturace, mikroprocesor ARM, pulzní oxymetr, operační zesilovač

Abstract

This bachelor thesis deals with a pulse oximeter, a device that measures blood-oxygen saturation. The purpose of this thesis is to design and to construct laboratory equipment that measures blood oxygen saturation using an ARM microprocessor, which can be manipulated using a desktop PC application. Programming of microprocessor and creating the controlling application are likewise the intent of this thesis.

The thesis has two elements: The first, being theoretical, attends to the physical, biological, and mathematical principles used for measuring blood-oxygen saturation. The second, practical component, contains a description of the technologies used within this thesis, and the construction and the programming thereof. A summary of the equipment's construction, the programming process, and the result of its verification process are shown in the conclusion of the thesis.

The result of the thesis is working equipment that measures blood-oxygen saturation and heart rate. The equipment's measurements are comparable within 3% to the results of pulse oximeters with proclaimed functionality.

Keywords:

ARM microprocessor, blood-oxygen saturation, operational amplifier, pulse oximeter, tissue absorbance

Obsah

Seznam zkratek **10**

Úvod **12**

1 Teoretická část **13**
1.1 Transport kyslíku v těle . . . 13
1.2 Metody měření saturace . . . 13
1.3 Pulzní oxymetrie . . . 15
1.3.1 Absorbance tkáně . . . 15
1.3.2 Zjednodušení výpočtu a jeho důsledky . . . 16
1.3.3 Výpočet saturace . . . 17

2 Praktická část **20**
2.1 Použité technologie . . . 21
2.1.1 Zapojení s operačním zesilovačem . . . 21
2.1.1.1 Signálové zesilovače . . . 22
2.1.1.2 Signálové filtry . . . 24
2.1.1.3 U/I a I/U měnič . . . 26
2.1.2 Mikroprocesor STM32F051R8T6 . . . 26
2.1.3 Prostředky k vytvoření aplikace v prostředí MS Windows . . . 30
2.2 Konstrukce a programování přípravku a ovládací aplikace . . . 31
2.2.1 Napájení část . . . 32
2.2.2 Budič LED . . . 34
2.2.3 Snímač signálu . . . 36
2.2.4 Filtr okolního světla . . . 37
2.2.5 Demultiplexor . . . 38
2.2.6 Zapojení mikroprocesoru a firmware . . . 40
2.2.7 USB/USART převodník . . . 43
2.2.8 Ovládací aplikace . . . 43

Závěr **45**

Literatura **49**

A Obsah přiloženého CD **54**

Seznam obrázků

1.1 Disociační křivka 14
1.2 Absorpční koeficient hemoglobinu 17
1.3 Elektrický proud v závislosti na čase 19

2.1 Operační zesilovač 21
2.2 Diferenciální a sčítací zesilovač 22
2.3 Invertující zesilovač 23
2.4 Neinvertující zesilovač 23
2.5 Sledovač napětí 24
2.6 Butterworthova dolní a horní propust 25
2.7 U/I a I/U měnič 26
2.8 STM32F051R8T6 pinout 29
2.9 Schéma hardwaru 31
2.10 Vstupní filtr 33
2.11 Napájecí část 34
2.12 Sonda Nellcor DS100A-1 DuraSensor 34
2.13 Vnitřní zapojení sondy 35
2.14 Budič LED 35
2.15 Snímač signálu 36
2.16 Filtr okolního světla 37
2.17 Demultiplex červené a infračervené složky 39
2.18 Demultiplex stejnosměrné a střídavé složky 39
2.19 Offset střídavé složky signálu 40
2.20 Přepěťová ochrana 40
2.21 Mikroprocesor 41
2.22 Tabulka signálů 42
2.23 USB/USART převodník 43
2.24 Ovládací aplikace 44
2.25 Deska plošných spojů 46
2.26 Hardware laboratorního přípravku 47

Seznam zkratek

A	absorbance tkáně, bezrozměrná veličina
AC	střídavý proud
ADC	analogově-digitální převodník
ALU	aritmeticko-logická jednotka
ARM	*Advanced RISC Machine*, procesor s redukovanou sadou instrukcí
ASCII	*American Standard Code for Information Interchange*, základní znaková sada
c	molární koncentrace roztoku udávaná v molech na litr ($\mathrm{mol \cdot l^{-1}}$)
CISC	*Complex Instruction Set Computing*, procesor s komplexní sadou instrukcí
C	elektrická kapacita udávaná ve faradech (F)
COHb	karbonylhemoglobin
COM	*communication port*, druh hardwarového rozhraní
d	tloušťka prosvěcované vrstvy roztoku udávaná v centimetrech (cm)
DAC	digitálně-analogový převodník
DMA	*Direct Memory Access*, metoda poskytující vstupním a výstupním zařízením přístup do operační paměti
DC	stejnosměrný proud
E	intenzita světla, která je udávaná v luxech (lx)
I	elektrický proud udávaný v ampérech (A)
$\mathbf{I^2C}$	*Inter-Integrated Circuit*, typ komunikačního rozhraní mikroprocesorů
LED	*light-emitting diode* neboli elektroluminiscenční dioda
MetHb	methemoglobin
MCU	*microcontroller unit*, zkratka pro mikroprocesor
MS	Microsoft
N	normalizovaný poměr absorbancí, bezrozměrná veličina
$\mathbf{O_2Hb}$	oxyhemoglobin
PC	osobní počítač
$\mathbf{p_{O_2}}$	parciální tlak kyslíku udávaný v milimetrech rtuťového sloupce (mmHg)
R	elektrický odpor udávaný v ohmech (Ω)
RHb	redukovaný hemoglobin
RISC	*Reduced Instruction Set Computing*, druh architektury procesorů
$\mathbf{s_{O_2}}$	krevní kyslíková saturace, bezrozměrná veličina (udávaná v procentech)
SPI	*Serial Peripheral Interface*, typ komunikačního rozhraní mikroprocesorů
t	čas, udáván v sekundách (s)

U	elektrické napětí udávané ve voltech (V)
USART	*Universal Synchronous/Asynchronous Receiver and Transmitter*, typ komunikačního rozhraní mikroprocesorů
USB	„Universal Serial Bus“ neboli univerzální sériová sběrnice
ε	absorpční koeficient udávaný v litrech na mol a centimetr ($l \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$)
λ	vlnová délka světla udávaná v nanometrech (nm)

Úvod

Cílem této bakalářské práce je na základě získaných znalostí v oblasti měření krevní kyslíkové saturace navrhnout a s využitím mikroprocesoru ARM[1] sestavit laboratorní přípravek představující funkční exemplář takzvaného pulzního oxymetru.

V červených krvinkách každého člověka je přítomen protein zvaný hemoglobin, který na sebe váže kyslík. Díky tomu jsou červené krvinky schopné zásobovat kyslíkem všechny tkáně lidského těla.

Pulzní oxymetr je zařízení, které je schopné změřit krevní kyslíkovou saturaci, což je veličina, která vyjadřuje poměr množství hemoglobinu, na nějž je chemicky navázán kyslík, vůči množství hemoglobinu veškerého. Tato metoda je neinvazivní, což znamená, že při ní nedochází k poškození lidské tkáně.

Práce je rozdělena na dvě části. První, teoretická část, se zabývá principy, na základě kterých pulzní oxymetr funguje. Druhá, praktická část, se zabývá nejprve technologiemi použitými v práci a následně samotnou konstrukcí a programováním laboratorního přípravku.

Jak již bylo uvedeno, že jedním z požadavků zadání je využití mikroprocesoru ARM. Realizace přípravku s využitím mikroprocesoru byla zvolena, protože je výhodnější díky menšímu množství součástek oproti plně analogové realizaci. Také umožňuje implementovat některé operace potřebné k vypočtení krevní kyslíkové saturace mnohem jednodušší cestou. Kromě toho značně rozšiřuje možnosti obsluhy a množinu na data použitelných operací a umožňuje též komunikaci mezi přípravkem a dalším zařízením (v případě této práce s PC).[2]

Možnost komunikace je důležitá, protože dalším požadavkem zadání je ovladatelnost přípravku prostřednictvím desktopové aplikace (její programování je též zahrnuto v práci). Aplikace kromě ovládání přípravku z PC umožňuje i sledování jednak průběhu signálů vstupujících do procesoru, a jednak hodnot krevní kyslíkové saturace a frekvence srdečního tepu vypočtených z hodnot zmíněných signálů.

[1] *Advanced RISC Machine*, typ architektury mikroprocesorů.

[2] Zkratka pro osobní počítač.

1 Teoretická část

1.1 Transport kyslíku v těle

Pro fungování lidského těla je vedle vody a živin obsažených v potravě důležitý především kyslík. Kyslík je totiž nutný pro fungování metabolických dějů měnících živiny na další potřebné látky a hlavně energii.

Vzhledem k tomu, že si člověk neumí kyslík vyrobit sám, je nutné, aby jej přijímal z okolního prostředí. Samotná pasivní přítomnost člověka v atmosféře obsahující kyslík však nezajistí fungování jeho metabolismu, protože se drtivá většina buněk nachází uvnitř těla bez přístupu k atmosférickému kyslíku. Proto musí být člověk vybaven mechanismem aktivně dopravujícím kyslík z vnějšího prostředí do všech jeho buněk. Tento mechanismus je reprezentován respiračním systémem a na něj navazujícím krevním oběhem.

Krev je cirkulující kapalina sloužící k transportu nejen kyslíku, ale i živin a odpadních látek v těle člověka i všech obratlovců. Skládá se z krevní plazmy (přibližně 55 %)[1] a krevních buněk (zbylých přibližně 45 %). Z krevních buněk jsou pro transport kyslíku důležité červené krvinky, na jejichž povrchu se nachází červené krevní barvivo, hemoglobin, na němž je přenášený kyslík navázán.

Právě na základě přítomnosti kyslíku se rozlišují dvě základní formy hemoglobinu, oxidovaná (oxyhemoglobin) a redukovaná (redukovaný hemoglobin). Nicméně na hemoglobin se mohou kromě kyslíku navázat i jiné látky. Pro medicínu jsou z těchto látek důležité především oxid uhelnatý, dusičnany a dusitany. V případě navázání oxidu uhelnatého vzniká forma hemoglobinu zvaná karbonylhemoglobin.[2] V případě působení dusičnanů a dusitanů pak forma zvaná methemoglobin. Karbonylhemoglobin a methemoglobin jsou nežádoucími formami hemoglobinu, protože zabraňují navázání kyslíku na hemoglobin, což může způsobit hypoxii[3] a v krajním případě i smrt.[4]

1.2 Metody měření saturace

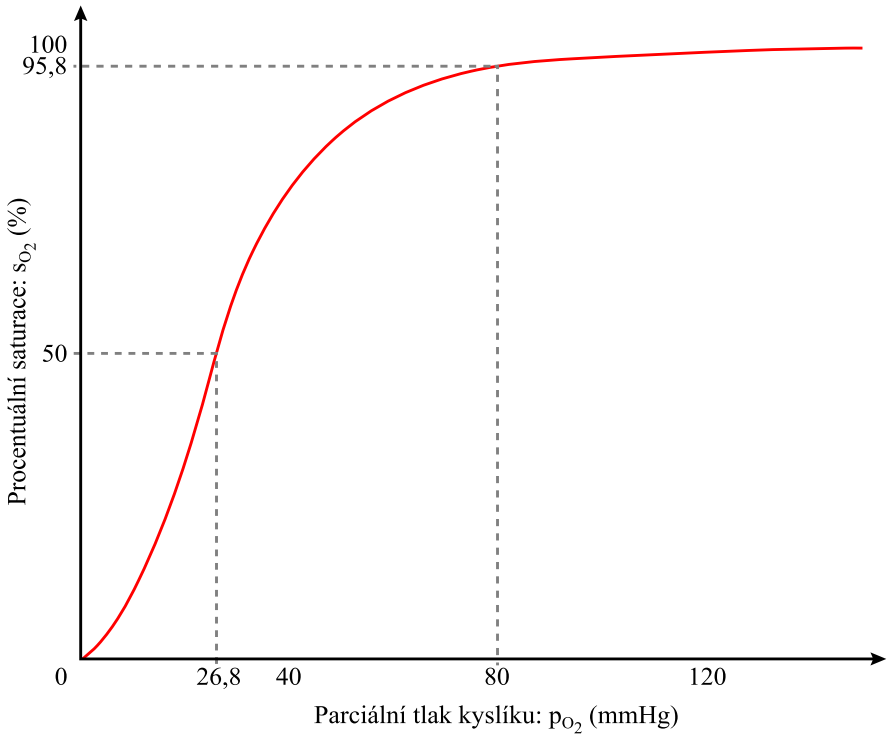
Již bylo uvedeno, že hemoglobin, který se nachází na povrchu červených krvinek a který je odpovědný za transport kyslíku, existuje ve čtyřech základních formách.

[1] Zde se jedná o objemová procenta.
[2] Někdy se označuje jako karboxyhemoglobin.
[3] Medicínský termín pro nedostatek kyslíku v těle.
[4] Informace uvedené v kapitole 1.1 byly převzaty z [20], [26], [33] a [55, strany 63 a 66].

Těmi jsou redukovaný hemoglobin (RHb), oxyhemoglobin (O_2Hb), karbonylhemoglobin (COHb) a methemoglobin (MetHb). Krevní kyslíková saturace s_{O_2} odpovídá procentuálnímu zastoupení oxyhemoglobinu v celkovém množství hemoglobinu.

Způsobů, jak krevní kyslíkovou saturaci zjistit, je více. Jedním z nich je výpočet na základě parciálního tlaku kyslíku p_{O_2}. Kyslík se totiž kromě toho, že se váže na hemoglobin, navíc ještě z malé části (přibližně 3 %) rozpouští v krevní plazmě, přičemž existuje závislost mezi parciálním tlakem kyslíku rozpuštěného v plazmě a podílem hemoglobinu, na němž je navázán kyslík.

Metoda výpočtu z parciálního tlaku spočívá v zavedení katetru do cévy, změření parciálního tlaku kyslíku v krevní plazmě a následném výpočtu hodnoty saturace z hodnoty parciálního tlaku. Ten se provádí pomocí takzvané disociační křivky závislosti saturace na parciálním tlaku:



Obrázek 1.1: Disociační křivka, převzato z [49], upraveno

Dalším způsobem je právě metoda pulzní oxymetrie, která spočívá ve změření koncentrací všech čtyř významných forem hemoglobinu v krvi[5] pomocí prosvěcování tkáně a spočtení poměru koncentrací oxyhemoglobinu a hemoglobinu veškerého:[6]

$$s_{O_2} = \frac{c_{O_2Hb}}{c_{RHb} + c_{O_2Hb} + c_{COHb} + c_{MetHb}} \tag{1.1}$$

[5]Ve skutečnosti se jedná o takzvanou pulzní CO-oxymetrii. Pulzní oxymetrie se zabývá pouze množstvím oxyhemoglobinu a redukovaného hemoglobinu (viz kapitolu 1.3.2).

[6]Informace uvedené v kapitole 1.2 byly převzaty z [19, strany 2 a 3] a [52].

1.3 Pulzní oxymetrie

1.3.1 Absorbance tkáně

Pulzní oxymetrie je metoda měření krevní kyslíkové saturace. Ta se v praxi stanovuje na základě takzvané absorbance prosvěcované tkáně A, což je veličina definovaná jako záporný dekadický logaritmus poměru výstupní intenzity E a vstupní intenzity E_0 monochromatického světla[7] procházejícího nějakým objektem:

$$A = -\log \frac{E}{E_0} \tag{1.2}$$

Měření absorbance se provádí pomocí sondy umístěné na prst či ušní lalůček, přičemž tato sonda obsahuje zářič, kterým bývají elektroluminiscenční diody (LED) a senzor, kterým bývá fotodioda či fototranzistor. Ta v případě takzvaného fotovoltaického zapojení generuje elektrický proud lineárně závislý na absorbanci světla určité vlnové délky.

Ve výpočtu saturace se uplatňuje takzvaný Beerův zákon, který popisuje závislost výstupní intenzity monochromatického světla prošlého roztokem na vstupní intenzitě, molárním absorpčním koeficientu ε, molární koncentraci roztoku c a tloušťce prosvěcované vrstvy roztoku d:

$$E = E_0 e^{-\varepsilon c d} \tag{1.3}$$

Dosadíme-li vztah 1.3 do vztahu 1.2, platí též následující:

$$A = -\log \frac{E}{E_0} = -\log \frac{E_0 e^{-\varepsilon c d}}{E_0} = \varepsilon c d \tag{1.4}$$

Absorpční koeficient ε je závislý jednak na druhu rozpuštěné látky[8] a jednak na vlnové délce λ procházejícího světla. V ideálním případě by absorpční koeficient byl pro jednotlivé látky přítomné v roztoku nenulový pouze při jediné vlnové délce, nicméně v praxi tomu tak není. Proto je výsledkem výpočtu absorbance součet absorbancí všech rozpuštěných látek při tolika vlnových délkách, kolik máme rozpuštěných látek, a tuto absorbanci počítáme též tolikrát. V případě krve jde o součty absorbancí všech čtyř forem hemoglobinu při čtyřech vlnových délkách:[9]

$$A_{\lambda_1} = \varepsilon_{RHb,\lambda_1} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,\lambda_1} c_{O_2Hb} d + \varepsilon_{COHb,\lambda_1} c_{COHb} d + \varepsilon_{MetHb,\lambda_1} c_{MetHb} d \tag{1.5a}$$
$$A_{\lambda_2} = \varepsilon_{RHb,\lambda_2} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,\lambda_2} c_{O_2Hb} d + \varepsilon_{COHb,\lambda_2} c_{COHb} d + \varepsilon_{MetHb,\lambda_2} c_{MetHb} d \tag{1.5b}$$
$$A_{\lambda_3} = \varepsilon_{RHb,\lambda_3} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,\lambda_3} c_{O_2Hb} d + \varepsilon_{COHb,\lambda_3} c_{COHb} d + \varepsilon_{MetHb,\lambda_3} c_{MetHb} d \tag{1.5c}$$
$$A_{\lambda_4} = \varepsilon_{RHb,\lambda_4} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,\lambda_4} c_{O_2Hb} d + \varepsilon_{COHb,\lambda_4} c_{COHb} d + \varepsilon_{MetHb,\lambda_4} c_{MetHb} d \tag{1.5d}$$

[7] Monochromatické světlo je světlo o jedné vlnové délce.

[8] V případě krve je druhem rozpuštěné látky míněna forma hemoglobinu.

[9] Informace uvedené v kapitole 1.3.1 byly převzaty z [19, strany 4 až 6], [23], [29] a [48, strana 28].

1.3.2 Zjednodušení výpočtu a jeho důsledky

V kapitole 1.3.1 bylo uvedeno, že pulzní oxymetrie operuje za účelem výpočtu krevní kyslíkové saturace s hodnotami absorbancí tkáně, která je prosvěcovaná světlem o různých vlnových délkách. Vzhledem k tomu, že se hemoglobin v krvi vyskytuje ve čtyřech základních formách, byla zde uvedena soustava čtyř rovnic (viz soustavu rovnic 1.5), kde je výsledná absorbance světla A o vlnové délce λ rovna součtu absorbancí všech čtyř forem hemoglobinu při prosvěcování tkáně světlem o příslušné vlnové délce. Nicméně všemi čtyřmi formami hemoglobinu se nezabývá pulzní oxymetrie, avšak přesnější a mnohem komplikovanější metoda nazvaná pulzní CO-oxymetrie.

Rozdíl mezi pulzní oxymetrií a pulzní CO-oxymetrií spočívá právě v tom, jakými formami hemoglobinu se daná metoda zabývá. Pulzní CO-oxymetrie se zabývá všemi čtyřmi základními formami, kdežto pulzní oxymetrie pouze oxyhemoglobinem a redukovaným hemoglobinem. Za účelem zpřesnění může využívat pulzní CO-oxymetrie měření dokonce i na více než čtyřech vlnových délkách. Tato metoda je schopna mimo krevní kyslíkové saturace sledovat i podíl karbonylhemoglobinu a methemoglobinu. Pulzní oxymetrie oproti tomu sleduje pouze saturaci oxyhemoglobinu. V sondě jsou proto přítomny dvě LED, jedna emitující světlo o vlnové délce 660 nm (červené světlo) a druhá o vlnové délce 940 nm (infračervené světlo).

V případě použití metody pulzní oxymetrie se saturace počítá jako poměr koncentrace oxyhemoglobinu vůči součtu koncentrací oxyhemoglobinu a redukovaného hemoglobinu:

$$s_{O_2} = \frac{c_{O_2Hb}}{c_{RHb} + c_{O_2Hb}} \tag{1.6}$$

Ke zjednodušení dojde i u výpočtu absorpčních koeficientů, kdy získáme dvě rovnice o dvou neznámých (A_r značí absorbanci červeného světla, A_{ir} pak absorbanci infračerveného světla):

$$A_r = \varepsilon_{RHb,r} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,r} c_{O_2Hb} d \tag{1.7a}$$

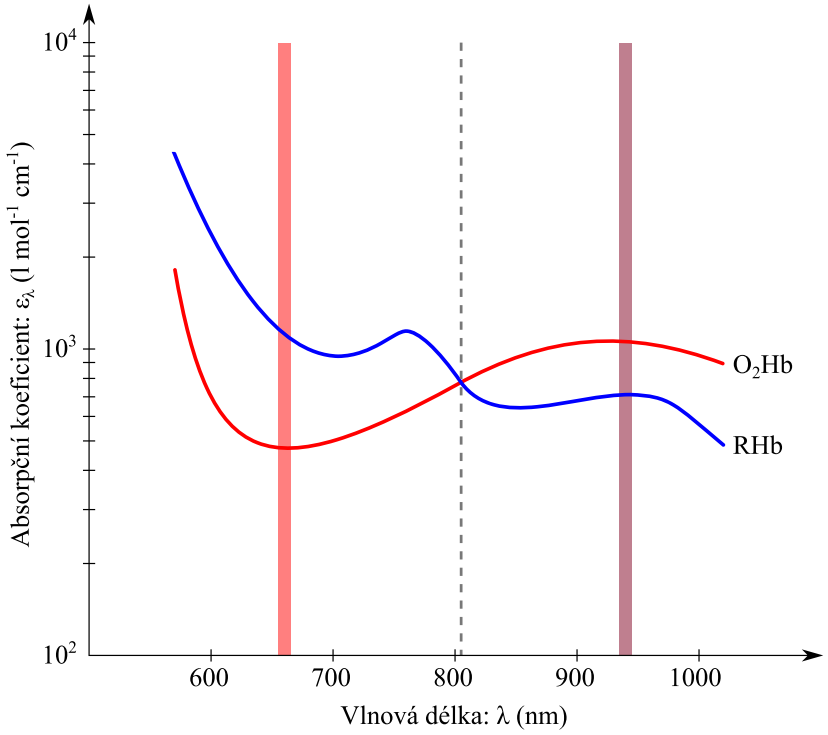
$$A_{ir} = \varepsilon_{RHb,ir} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,ir} c_{O_2Hb} d \tag{1.7b}$$

Zjednodušení s sebou dále přináší riziko špatného vyhodnocení saturace kvůli tomu, že pulzní oxymetrie ignoruje hodnoty koncentrací karbonylhemoglobinu a methemoglobinu. V případě otravy tedy nerozpozná vysokou koncentraci karbonylhemoglobinu či methemoglobinu a hlásí normální hodnotu saturace.[10]

[10]Informace uvedené v kapitole 1.3.2 byly převzaty z [19, strany 4 až 7].

1.3.3 Výpočet saturace

Pulzní oxymetrie je založena na měření množství absorbovaného světla dvou vlnových délek. V praxi se využívá světla o vlnových délkách 660 nm (červené světlo) a 940 nm (infračervené světlo). Platí, že redukovaný hemoglobin lépe absorbuje červené světlo, oxyhemoglobin pak infračervené:



Obrázek 1.2: Absorpční koeficient hemoglobinu, převzato z [42], upraveno

V praxi je velice obtížné změřit absolutní hodnoty absorbance červeného a infračerveného světla. Vzhledem k této skutečnosti byla v rámci pulzní oxymetrie zavedena nová veličina, normalizovaný poměr N, vyjadřující poměr absorbancí těchto světel:

$$N = \frac{A_r}{A_{ir}} = \frac{\varepsilon_{RHb,r} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,r} c_{O_2Hb} d}{\varepsilon_{RHb,ir} c_{RHb} d + \varepsilon_{O_2Hb,ir} c_{O_2Hb} d} \tag{1.8}$$

Kvůli tomu, že světlo emitované LED není čistě monochromatické, je potřeba výpočet absorbance rozšířit o integrál přes spektrum vlnových délek emitovaného světla:[11]

$$N = \frac{c_{RHb} d \int \varepsilon_{RHb,r} \mathrm{d}\lambda_r + c_{O_2Hb} d \int \varepsilon_{O_2Hb,r} \mathrm{d}\lambda_r}{c_{RHb} d \int \varepsilon_{RHb,ir} \mathrm{d}\lambda_{ir} + c_{O_2Hb} d \int \varepsilon_{O_2Hb,ir} \mathrm{d}\lambda_{ir}} \tag{1.9}$$

[11] V praxi k této integraci dochází při dopadu světla na fotodiodu, jelikož fotodioda detekuje širší spektrum dopadajícího světla.

Za předpokladu, že je tloušťka prosvěcované vrstvy roztoku d konstantní, je možné předchozí rovnici vynecháním d zjednodušit. Navíc jsou všechny čtyři použité integrály konstantní, tudíž je lze nahradit čtyřmi koeficienty $S_\lambda = \int \varepsilon_\lambda \mathrm{d}\lambda$:

$$N = \frac{c_{RHb} S_{RHb,r} + c_{O_2Hb} S_{O_2Hb,r}}{c_{RHb} S_{RHb,ir} + c_{O_2Hb} S_{O_2Hb,ir}} \tag{1.10}$$

Jako proměnné tedy zbývají pouze koncentrace c_{RHb} a c_{O_2Hb}. Zbývá tedy pouze zjistit, jak převést normalizovaný poměr na saturaci. S pomocí koncentrací lze spočítat saturaci jako $s_{O_2} = \frac{c_{O_2Hb}}{c_{RHb}+c_{O_2Hb}}$. Matematickými úpravami tohoto vztahu a rovnice 1.10 vzniká následující vztah:

$$s_{O_2} = \frac{S_{RHb,r} - S_{RHb,ir} N}{S_{RHb,r} - S_{O_2Hb,r} + (S_{O_2Hb,ir} - S_{RHb,ir}) N} \tag{1.11}$$

Po dosazení koeficientů by tento vztah fungoval, kdyby však při průchodu tkání nedocházelo k rozptylu světla. Proto se místo vztahu 1.11 využívá některý z empiricky stanovených aproximačních vztahů:

$$s_{O_2} = \frac{k_1 - k_2 N}{k_3 - k_4 N} \tag{1.12a}$$

$$s_{O_2} = k_1 + k_2 N + k_3 N^2 \tag{1.12b}$$

$$s_{O_2} = k_1 + k_2 N \tag{1.12c}$$

Poslední uvedený vztah je využit i v této práci a to v následující formě:

$$s_{O_2} = 1{,}1 - 0{,}25 N \tag{1.13}$$

Tento vztah však platí přesně (téměř přesně, s maximálně 2% odchylkou) pouze pro hodnoty saturace nad 50 %. To však nepředstavuje příliš velký problém, protože tato hodnota saturace je pro člověka již smrtelná.

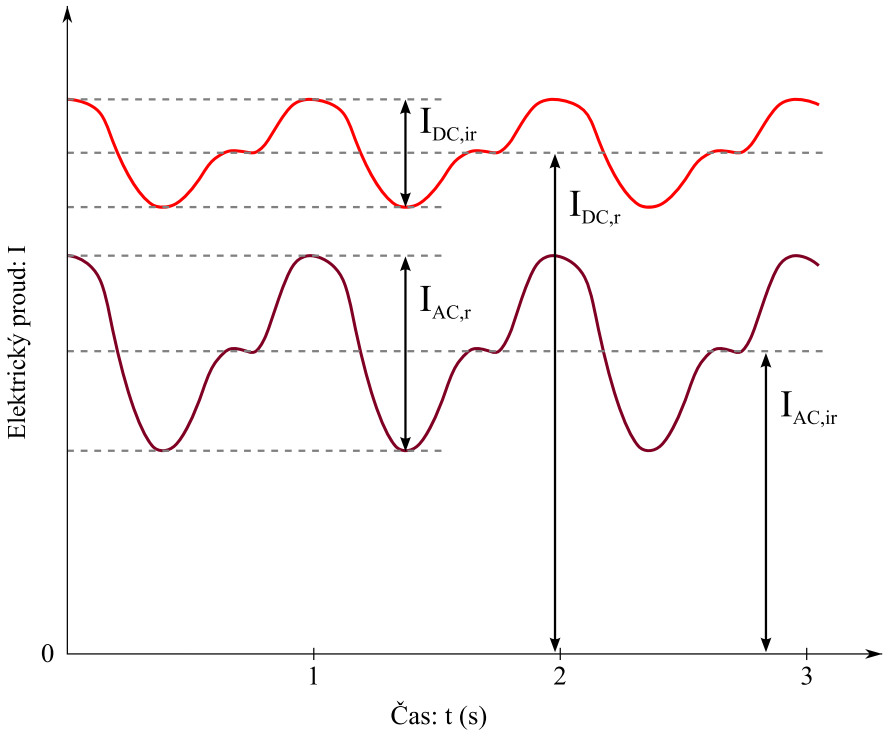
Bylo řečeno, že normalizovaný poměr N odpovídá poměru absorbancí červeného a infračerveného světla. Vzhledem k tomu, že proud generovaný fotodiodou je přímo úměrný absorbanci,[12] lze normalizovaný poměr definovat též jako poměr proudů (I) generovaných dopadem červeného a infračerveného světla na fotodiodu:[13]

$$N = \frac{A_r}{A_{ir}} \doteq \frac{I_r}{I_{ir}} \tag{1.14}$$

[12]Proud generovaný fotodiodou je tudíž logaritmicky závislý na intenzitě dopadajícího světla.

[13]Konstanta úměrnosti mezi absorbancí světla a generovaným elektrickým proudem se sice mění v závislosti na vlnové délce dopadajícího světla, nicméně v případě červeného a infračerveného světla se však liší pouze minimálně, tudíž na ni není brán ohled.

Počítat normalizovaný poměr pouze z velikostí proudů generovaných světlem prošlým tkání by bylo chybou, protože je nutné si uvědomit, že na procházející světlo nemá vliv pouze krev, ale veškerá tkáň, kterou světlo prochází. Vlivem srdečního tepu se s časem mění množství světla absorbovaného krví, přičemž velikost těchto změn lze využít právě k odstranění vlivu ostatní tkáně. Tuto změnu lze definovat jako derivaci $\frac{\mathrm{d}I}{\mathrm{d}t}$ proudu I v čase t. Přívětivější je však použití rozdílu maximální a minimální hodnoty naměřeného signálu, kdy se v praxi operuje s veličinami I_{AC} a I_{DC}, přičemž I_{AC} reprezentuje rozdíl maximální a minimální hodnoty střídavé složky naměřeného signálu[14] a I_{DC} představuje hodnotu stejnosměrné složky signálu neboli střední hodnoty signálu:



Obrázek 1.3: Elektrický proud v závislosti na čase, převzato z [19, strana 12], upraveno

Normalizovaný poměr se poté počítá jako poměr podílů I_{AC} a I_{DC} červeného a infračerveného světla:[15,16]

$$N \doteq \frac{\frac{\mathrm{d}I_r}{\mathrm{d}t}}{I_r} \frac{I_{ir}}{\frac{\mathrm{d}I_{ir}}{\mathrm{d}t}} \doteq \frac{I_{AC,r}}{I_{DC,r}} \frac{I_{DC,ir}}{I_{AC,ir}} \tag{1.15}$$

[14]Rozdíl maximální a minimální hodnoty střídavé složky signálu pochopitelně odpovídá rozdílu maximální a minimální hodnoty signálu bez odečtení stejnosměrné složky.

[15]Díky použití podílů I_{AC} a I_{DC} je eliminován problém, kdy se vstupní intenzity červeného a infračerveného světla liší.

[16]Informace uvedené v kapitole 1.3.3 byly převzaty z [19, strany 7 až 12].

2 Praktická část

V teoretické části jsou odvozeny dva jednoduché vztahy pro výpočet krevní kyslíkové saturace:

$$N \doteq \frac{I_{AC,r}}{I_{DC,r}} \frac{I_{DC,ir}}{I_{AC,ir}} \tag{2.1a}$$

$$s_{O_2} = 1{,}1 - 0{,}25N \tag{2.1b}$$

Nyní vyvstává technologická otázka realizace cíle této bakalářské práce. Tímto cílem je jednak vytvoření laboratorního přípravku představujícího pulzní oxymetr, který využívá ke své činnosti mikroprocesor ARM, je propojitelný s PC a je ovladatelný prostřednictvím desktopové aplikace, a jednak vytvoření zmíněné dektopové aplikace.

V případě laboratorního přípravku je v první řadě nutné vytvoření hardwaru. Podmínkou je pak využití mikroprocesoru ARM. Za účelem přehlednosti je hardware rozčleněn do menších celků, které pracují buď s analogovým, nebo s digitálním signálem. Proto se v této práci hovoří o analogové a digitální části.

Analogová část je založená na zapojeních s operačním zesilovačem. Jejím úkolem je sběr a předzpracování naměřených dat. Tato data jsou následně předána digitální části představované mikroprocesorem, konkrétně typem STM32F051R8T6. Ten kromě toho, že digitalizuje data a počítá na jejich základě krevní kyslíkovou saturaci (a frekvenci srdečního tepu), zajišťuje i funkčnost analogové části, komunikaci s počítačem a uživatelskou ovladatelnost. K zajištění funkce analogové i digitální části je hardware vybaven stabilizovaným napájením. Napájení a komunikace s PC je zprostředkována přes USB[1] port.

Bezprostředně po sestavení hardwaru následuje vytvoření programu pro mikroprocesor, takzvaného firmware.[2] Firmware mikroprocesoru předepisuje, jaké operace má mikroprocesor vykonávat, čímž je zajištěno plnění jeho úkolů.

Po zprovoznění laboratorního přípravku včetně jeho firmware následuje poslední část práce, vytvoření ovládací aplikace, která uživateli umožňuje jednak sledovat průběh měřených signálů, a jednak řídit činnost laboratorního přípravku. Aplikace je spustitelná a provozuschopná v rámci operačního systému Microsoft Windows.[3]

[1] *Universal Serial Bus* neboli univerzální sériová sběrnice.

[2] Firmware je označení pro řídicí software takzvaných vestavěných systémů, což jsou obvykle jednoúčelové systémy, kde je počítač zabudován do systému, který ovládá.

[3] Funkčnost aplikace byla otestována v operačních systémech Microsoft Windows 7, 8, 8.1 a 10.

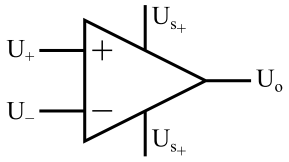
S uživatelem komunikuje prostřednictvím grafického uživatelského rozhraní a s laboratorním přípravkem prostřednictvím rozhraní COM.[4,5]

Bližší charakteristika technologií použitých v této bakalářské práci je k nalezení v kapitole 2.1.

2.1 Použité technologie

2.1.1 Zapojení s operačním zesilovačem

Operační zesilovač je univerzální analogový zesilovací prvek, základní stavební prvek analogových výpočetních obvodů. Má dva signální vstupy a jeden signální výstup. Vstup U_+ (viz obrázek 2.1) se nazývá neinvertujícím vstupem a označuje se plusem, vstup U_- se pak nazývá invertujícím vstupem a označuje se minusem. Pro invertující vstup platí, že signál na něj přivedený se objeví na výstupu s fází otočenou o π *rad*. Pro neinvertující vstup pak platí, že signál na něj přivedený se objeví na výstupu bez otočené fáze.



Obrázek 2.1: Operační zesilovač

Operační zesilovače je nutné napájet. Obvykle se operační zesilovače napájejí symetricky, kdy je hodnota napětí na kladném napájecím vstupu U_{s_+} rovna hodnotě napětí na záporném napájecím vstupu U_{s_-} s opačným znaménkem. Velikosti napájecích napětí omezují minimální a maximální možnou hodnotu napětí, která se může objevit na výstupu U_o.

Vnitřní struktura zesilovače je tvořena jedním diferenčním zesilovačem, který následuje několik napěťových a proudových zesilovačů. Diferenční zesilovač slouží k zesílení rozdílu vstupních signálů,[6] napěťové zesilovače slouží k zajištění vysokého zesílení (též zisku) operačního zesilovače[7] a proudové zesilovače k zajištění nízkého odporu na výstupu operačního zesilovače.

V souvislosti s operačními zesilovači se objevuje termín ideální zesilovač. Jedná se o teoretický model operačního zesilovače, jehož vlastnosti jsou, jak název napovídá, považovány za ideální. Těchto vlastností je celá řada a reálné operační zesilovače

[4] *Communication port*, druh hardwarového rozhraní.

[5] Informace uvedené v kapitole 2.1 byly převzaty z [22] a [56].

[6] Diferenční zesilovač je postaven tak, aby zesílení A_d rozdílového signálu $U_d = U_+ - U_-$ bylo velké a zesílení A_g souhlasného signálu $U_g = U_+ = U_-$ bylo malé.

[7] Pro velikost zesílení A platí vztah $U_o = A \cdot U_d$. Vzhledem k tomu, že je zesílení A poměrně velké (v případě ideálního zesilovače nekonečné) koriguje se velikost zesílení operačního zesilovače pomocí zpětnovazebního rezistoru.

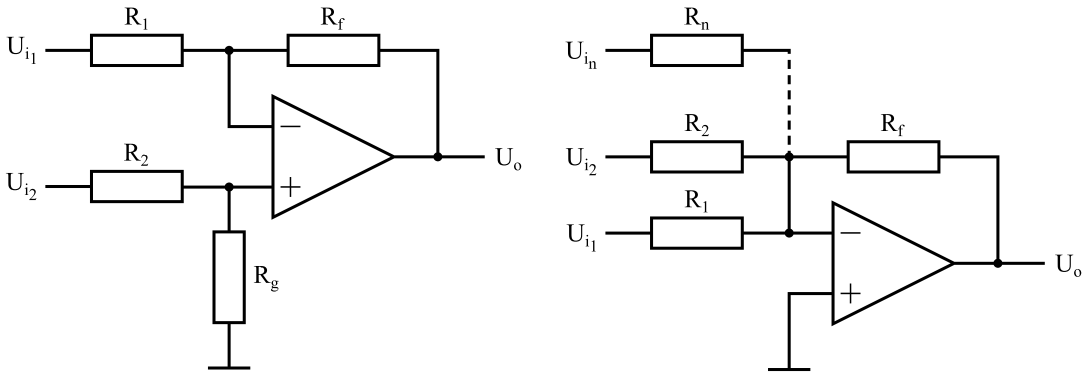
žádnou z těchto vlastností nesplňují, pouze se svými vlastnostmi ideálnímu zesilovači blíží:

- nekonečně velké zesílení
- nekonečný vstupní a nulový výstupní odpor (totéž platí i pro impedanci[8])
- nulové výstupní napětí při rovnosti vstupních
- nulové zpoždění signálu procházejícího zesilovačem
- schopnost zesílit frekvence od nulové po nekonečnou
- nezávislost na teplotě a žádný šum

Jak již bylo řečeno, operační zesilovač je univerzální a existuje řada zapojení, která operační zesilovač používají. Mezi zapojení použitá v této práci patří signálové zesilovače, signálové filtry, U/I měnič a I/U měnič.[9]

2.1.1.1 Signálové zesilovače

Signálové zesilovače obecně nějakým způsobem zesilují vstupní signál. Mezi základní patří zesilovače diferenciální (na obrázku 2.2 vlevo) a sčítací (na obrázku 2.2 vpravo):



Obrázek 2.2: Diferenciální a sčítací zesilovač

Diferenciální zesilovač funguje jako analogová odčítačka. Napětí na výstupu U_o zde závisí na velikostech napětí na vstupech U_{i_1} a U_{i_2} a na velikostech odporů R podle následující rovnice:

$$U_o = U_{i_2} \frac{(R_f + R_1)\, R_g}{(R_g + R_2)\, R_1} - U_{i_1} \frac{R_f}{R_1} \tag{2.2}$$

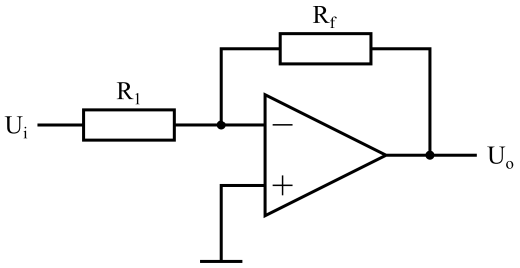
[8]Impedance je zjednodušeně řečeno elektrický odpor kladený střídavému elektrickému proudu.
[9]Informace uvedené v kapitole 2.1.1 byly převzaty z [21] a [37].

Při rovnosti velikostí všech odporů R toto zapojení pouze odečte napětí na vstupu U_{i_1} od napětí na vstupu U_{i_2}.

Sčítací zesilovač, jak jeho název napovídá, signály sčítá. Lze použít variabilní množství vstupních signálů. Velikost napětí na výstupu U_o se pak řídí řídí vztahem:

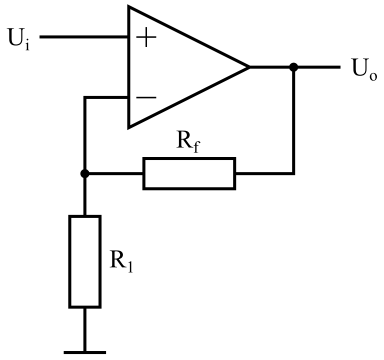
$$U_o = -\left(\frac{U_{i_1}}{R_1} + \frac{U_{i_2}}{R_2} + \ldots + \frac{U_{i_n}}{R_n}\right) R_f \tag{2.3}$$

Opět při rovnosti všech odporů R zesilovač pouze sčítá. Nicméně jeho výsledek je invertovaný. To pak lze řešit připojením výstupu U_o jako vstup dalšího sčítacího zesilovače s pouze jedním vstupem neboli invertujícího zesilovače:



Obrázek 2.3: Invertující zesilovač

Invertující zesilovač je protikladem takzvaného neinvertujícího zesilovače. Ten se odvozuje od zesilovače diferenciálního:



Obrázek 2.4: Neinvertující zesilovač

Vztah pro invertující zesilovač lze odvodit od vztahu pro sčítací zesilovač:

$$U_o = -\left(\frac{U_{i_1}}{R_1} + \frac{U_{i_2}}{R_2} + \ldots + \frac{U_{i_n}}{R_n}\right) R_f \tag{2.4a}$$

$$U_o = -\frac{U_i R_f}{R_1} \tag{2.4b}$$

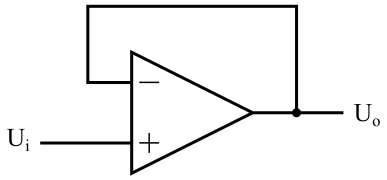
Analogicky platí totéž i pro neinvertující zesilovač:

$$U_o = U_{i_2} \frac{(R_f + R_1)\, R_g}{(R_g + R_2)\, R_1} - U_{i_1} \frac{R_f}{R_1} \tag{2.5a}$$

$$U_o = U_{i_2} \frac{(R_f + R_1)\, R_g}{(R_g + 0)\, R_1} - 0 \frac{R_f}{R_1} \tag{2.5b}$$

$$U_o = U_i \frac{R_f + R_1}{R_1} = U_i \left(1 + \frac{R_f}{R_1}\right) \tag{2.5c}$$

Z neinvertujícího zesilovače se odvozuje ještě takzvaný sledovač napětí:



Obrázek 2.5: Sledovač napětí

Pro sledovač napětí platí, že $U_o = U_i$:

$$U_o = U_i \frac{R_f + R_1}{R_1} \tag{2.6a}$$

$$U_o = U_i \frac{0 + R_1}{R_1} \tag{2.6b}$$

$$U_o = U_i \tag{2.6c}$$

Sledovač napětí bývá využit jako takzvaný impedanční oddělovač. Ten se používá pro izolaci zdroje napětí o vysokém výstupním odporu (impedanci) neboli zdroje, který není schopen dodávat elektrický proud.[10]

2.1.1.2 Signálové filtry

Hodnota saturace se počítá pomocí stejnosměrné a střídavé složky naměřeného signálu. K jejich oddělení lze použít horní a dolní propust.

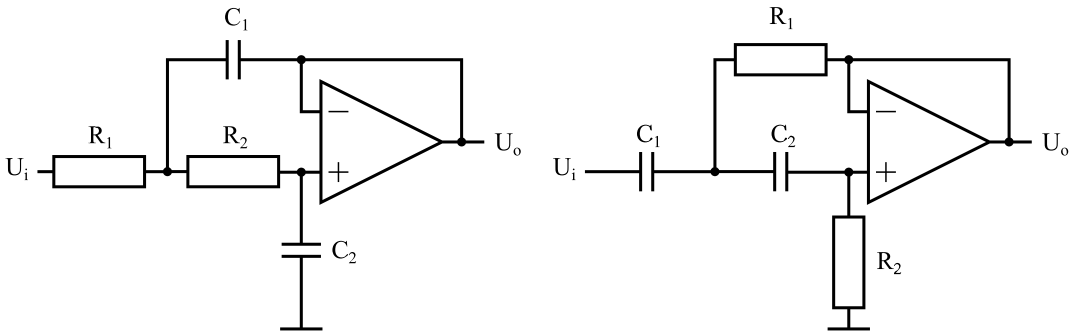
Horní propust je frekvenční propust, která omezuje nízké frekvence. Dolní propust naopak omezuje vysoké frekvence. Horní a dolní propust v sérii vytvářejí propust (eventuálně zádrž) pásmovou. Za ideální propust se považuje ta, jejíž magnituda je konstantní[11] a jejíž přechod mezi propustným a zádržným (nepropustným)

[10] Informace uvedené v kapitole 2.1.1.1 byly převzaty z [38].

[11] Výraz „konstantní“ je zde myšlen samozřejmě v tom smyslu, že je konstantní pro propustné pásmo a pro zádržné pásmo je nulová.

pásmem je v jediném bodě. V praxi však tohoto nelze stoprocentně dosáhnout. Dochází jednak k rozšíření pásma přechodu a jednak ke zvlnění magnitudy v oblasti přechodu. Tyto problémy se dají řešit použitím propusti vyššího řádu, což se v praxi řeší sériovým zapojením propustí nižšího řádu. Výhodnější je však použití Butterworthovy propusti, která má výhodu v tom, že nemá žádné zvlnění v oblasti přechodu.

Butterworthovu propust lze sestavit pomocí takzvané Sallen-Keyho topologie:



Obrázek 2.6: Butterworthova dolní a horní propust

Na obrázku 2.6 lze vidět vlevo schéma dolní a vpravo schéma horní propusti. Pro velikost odporů a kapacit dolní propusti platí následující vztah:

$$2\pi f = \frac{1}{R_2 C_2 \sqrt{mn}} \tag{2.7a}$$

$$R_1 = mR_2 \tag{2.7b}$$

$$C_1 = nC_2 \tag{2.7c}$$

$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{m+1} \tag{2.7d}$$

Faktor kvality Q je bezrozměrná veličina související s útlumem frekvencí, které procházejí propustí. Pro Butterworthovu dolní propust 2. řádu platí, že $Q = \frac{1}{\sqrt{2}}$ a konstanta $m = 1$, z čehož pak vyplývá, že $C_1 = 2C_2$.

Analogicky lze spočítat i velikosti odporů a kapacit Butterworthovy horní propusti 2. řádu. Zde mají oproti dolní propusti rezistory a kondenzátory vyměněné role, protože platí, že $n = 1$ a $R_1 = 2R_2$. Pro horní propust totiž platí následující:

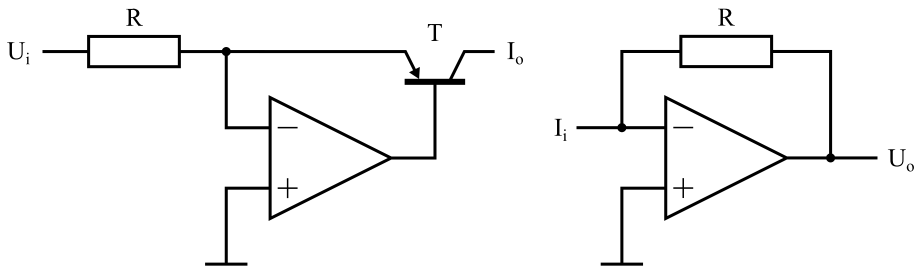
$$Q = \frac{\sqrt{\frac{m}{n}}}{n+1} \tag{2.8}$$

Jediným rozdílem mezi horní a dolní propustí je tedy vztah pro Q. Hodnota Q je samozřejmě shodná s hodnotou pro dolní propust.[12]

[12]Informace uvedené v kapitole 2.1.1.2 byly převzaty z [1], [9], [43] a [47].

2.1.1.3 U/I a I/U měnič

S pomocí operačního zesilovače lze též sestavit U/I měnič, který převádí napětí na proud[13] a I/U měnič, který převádí proud na napětí. Jejich zapojení vypadá následně:



Obrázek 2.7: U/I a I/U měnič

Schéma vlevo na obrázku 2.7 je U/I měnič. Platí, že proud na výstupu I_o je lineárně závislý na napětí na vstupu U_i a to podle následujícího vztahu:

$$I_o = \frac{U_{ref} - U_i}{R} \tag{2.9}$$

Schéma vpravo na obrázku 2.7 je poté I/U měnič. Pro něj naopak platí, že napětí na výstupu U_o je lineární závislé na proudu na vstupu I_i:[14]

$$U_o = -I_i R \tag{2.10}$$

2.1.2 Mikroprocesor STM32F051R8T6

V kapitole 2.1.1 byla uvedena řada zapojení využívajících operační zesilovač, s jejichž pomocí lze provádět operace součtu, rozdílu a násobení konstantou. Existuje i řada dalších zapojení, s pomocí kterých lze se signálem provést prakticky libovolnou matematickou operaci. Vyvstává tedy otázka, proč výpočetní technika v současnosti upřednostňuje k provádění matematických operací digitální obvody před obvody analogovými.

Základní rozdíl mezi analogovými a digitálními obvody je v druhu jimi zpracovávaného signálu. Analogové obvody pracují se spojitým (analogovým) signálem, jehož obor hodnot je definován intervalem na sebe navazujících reálných čísel, kdežto digitální obvody pracují se signálem diskrétním (digitálním), jehož obor hodnot tvoří množina několika (v praxi pouze dvou) vzájemně oddělených čísel. Tento rozdíl má vliv na spolehlivost obvodů z hlediska zašumění (zkreslení) signálu způsobeného

[13] U/I měnič lze rovněž chápat jako napětím řízený zdroj elektrického proudu.

[14] Informace uvedené v kapitole 2.1.1.3 byly převzaty z [39] a [51].

cizími vlivy (například všudypřítomným elektromagnetickým zářením). V analogovém obvodu toto zašumění prakticky vždy zkresluje výsledek operace se signálem, zvláště pokud je zesílený. Digitální obvody však vliv šumu účinně potlačují, protože s hodnotou signálu pracují ve vztahu k takzvanému rozhodovacímu napětí. Zjednodušeně řečeno se hodnota signálu „překládá“ na tu hodnotu, v jejímž „spádovém intervalu“ se nachází. Právě odolnost proti šumu je jedním z klíčových argumentů hovořících ve prospěch digitálních obvodů.

Nelze však ignorovat nevýhody digitálních obvodů. Hlavní z nich je nutnost použití velkého množství vodičů za účelem přenosu hodnoty. Digitální obvody jsou schopny s pomocí jednoho vodiče přenést pouze dvě různá čísla, kdežto analogové obvody jsou s tím samým vodičem schopny přenést teoreticky nekonečné množství různých čísel. Dále také existují početní operace, které lze provést daleko jednodušeji s pomocí analogových obvodů. Proto tato bakalářská práce využívá kombinaci jak analogových, tak digitálních obvodů.

Nejjednoduššími digitálními obvody jsou takzvaná hradla, která fungují jako logické operátory. Hradla vznikla spojením (integrací) několika tranzistorů do jediné součástky zvané integrovaný obvod. Kombinací hradel lze provést prakticky jakoukoliv početní operaci. Též hradla začala být postupně integrována do stále menších a komplexnějších celků představujících nejprve jednoduché matematické operátory, později však stále složitější obvody, až nakonec vznikly procesory.

Jako procesor se označuje část počítače, která vykonává strojové instrukce. Mikroprocesor je pak procesor, jehož obvody jsou integrovány do jednoho, maximálně několika málo pouzder. Existují tisíce typů mikroprocesorů lišících se rychlostí, architekturou, instrukční sadou, výbavou a dalšími vlastnostmi. V této práci byl použit typ STM32F051R8T6 s následujícími vlastnostmi a výbavou:

- 32b architektura ARM (ARM Cortex-M0)
- taktovací frekvence 48 MHz
- napájecí napětí mezi 2 V a 3,6 V
- 64kB programová paměť flash a 8kB operační paměť RAM
- 12b převodníky analogově-digitální (16 kanálů) a digitálně-analogový (1 kanál)
- 5kanálový ovladač přímého přístupu do paměti (5 kanálů)
- celkem 11 časovačů s různými parametry
- komunikační rozhraní I^2C (2×), SPI (2×) a USART (2×)[15]

Mikroprocesory s architekturou ARM jsou hojně využívané pro jejich malou elektrickou spotřebu ve vestavěných systémech a mobilních zařízení. Charakteristické pro procesy ARM je využití strategie RISC,[16] možnost podmíněného vykonání instrukcí a Load/store architektura.

[15] Viz seznam zkratek.

[16] *Reduced Instruction Set Computing*, druh architektury procesorů.

RISC procesory neboli procesory s redukovanou instrukční sadou jsou typické úzkým okruhem instrukcí, které jsou vysoce optimalizované.[17] Load/store architektura je pak typická tím, že odděluje operace pro přesouvání dat mezi registry a pamětí od operací využívajících ALU.[18]

Ve výčtu vlastností a výbavy si lze povšimnout, že v mikroprocesoru jsou integrovány i další komponenty, jako je například operační paměť. Ta bývá například v osobních počítačích umístěna jako samostatná komponenta, nicméně mikroprocesory, které jsou určeny do malých zařízení, bývají vybavené řadou dalších komponent, díky kterým se v podstatě stávají plnohodnotnými počítači, které jsou navíc vybaveny sadou dalších užitečných funkcí, například uvedeným ADC[19] či schopností komunikovat s dalšími zařízeními (I^2C, SPI, USART). Samotná procesorová jednotka se poté označuje jako jádro.

Mikroprocesor STM32F051R8T6 má zabudovanou jednak programovou paměť flash a jednak operační paměť RAM. K operační paměti může přistupovat jednak jádro mikroprocesoru, což je z hlediska Harvardské i von Neumannovské koncepce jediná cesta k operační paměti, nicméně tento mikroprocesor je vybaven též ovladačem DMA, který umožňuje přímý přístup do paměti i vstupním a výstupním komponentám, například ADC, DAC či USART. Mikroprocesor touto vlastností disponuje z toho důvodu, aby činnost těchto komponent nezatěžovala jádro procesoru a nezpomalovala tak program.

Významnými komponentami procesoru jsou ADC a DAC.[20] V procesoru použitý ADC využívá metody postupné aproximace. Tato metoda zkouší postupně nastavit jednotlivé bity v aproximačním registru na jedničku směrem od bitu s největší váhou po bit s nejmenší váhou, hodnotu v registru poté převede do analogové podoby a prostřednictvím analogového komparátoru[21] ji porovná se vstupní hodnotou. Je-li vstupní hodnota vyšší, nebo se obě hodnoty rovnají, je jednička v registru ponechána, jinak se nahradí nulou. Na úplném počátku se hodnota nastaví na polovinu referenčního napětí. DAC v tomto mikroprocesoru je řešen pomocí řady rezistorů a neinvertujícího zesilovače (viz kapitolu 2.1.1.1).

Mikroprocesor má jako komunikační rozhraní k dispozici I^2C, SPI a USART. V této práci bylo zvoleno ke komunikaci s PC rozhraní USART a to v asynchronním, plně duplexním módu.[22] USART používá dva signální vodiče označované jako Rx (přijímání dat) a Tx (vysílání dat). Komunikace prostřednictvím rozhraní USART probíhá ve formě datových rámců, kdy jeden datový rámec tvoří jeden start bit (logická nula), pět až devět datových bitů (obvykle osm), volitelný paritní bit (pokud počet datových bitů není roven devíti) a jeden či více stop bitů (logická jednička).

[17] Opakem jsou pak takzvané CISC procesory, které využívají široký soubor specializovaných instrukcí, které se v RISC procesorech řeší kombinací jednodušších instrukcí.

[18] Aritmeticko-logická jednotka, část procesoru zodpovědná za provádění početních operací.

[19] Analogově-digitální převodník.

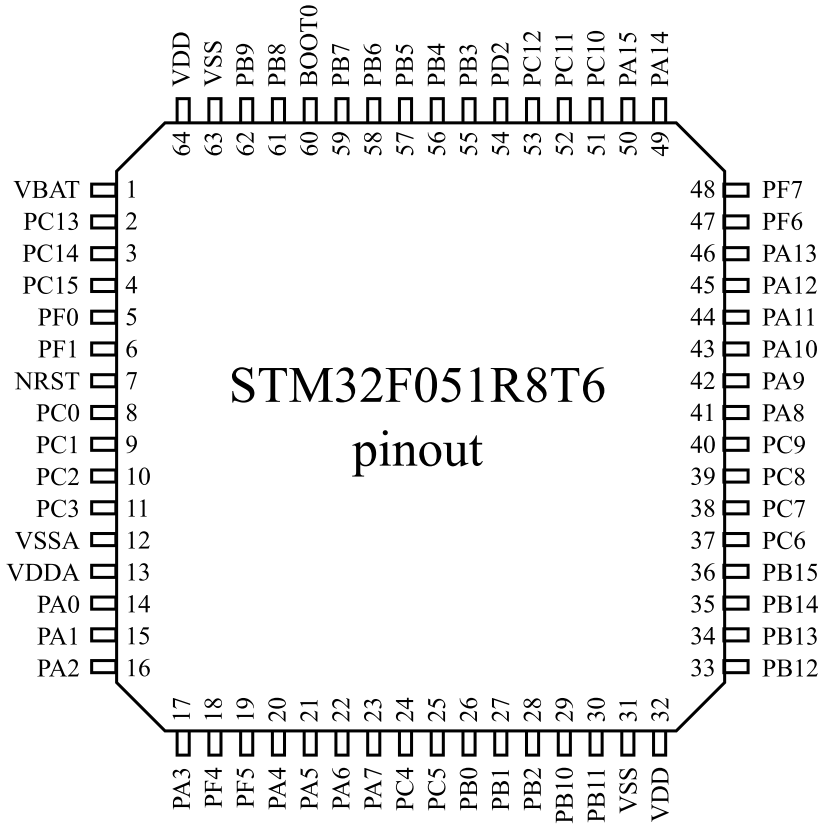
[20] Digitálně-analogový převodník.

[21] Připojíme-li na neinvertující (U_+) a invertující (U_-) vstup prostého operačního zesilovače napětí, pak na jeho výstupu bude kladné napájecí napětí, pokud $U_+ > U_-$, záporné napájecí napětí, pokud $U_+ < U_-$, a nula, pokud $U_+ = U_-$.

[22] V tomto módu může komunikace probíhat oběma směry zároveň. Naproti tomu v synchronním, poloduplexním módu může komunikace probíhat v každém okamžiku pouze jedním směrem.

Klidová úroveň signálu odpovídá logické jedničce. Obvykle se jako první posílá bit s nejmenší váhou a jako poslední bit s největší váhou. Rychlost posílání dat je volitelná.

Ke správné funkci vstupů a výstupů mikroprocesoru je nutné správně nastavit takzvané GPIO registry. Jedná se o registry, které definují účel pinů mikroprocesoru. V tomto mikroprocesoru může být pin nastaven buď jako digitální vstup, digitální výstup, analogový vstup/výstup, nebo pro účely speciálních funkcí (například USART). Pinů má tento mikroprocesor celkem 64, přičemž řada z nich je sdílena více prostředky. Kvůli přehlednosti jsou pinům vedle čísel přidělena též jednoduchá pojmenování:



Obrázek 2.8: STM32F051R8T6 pinout, převzato z [7, strana 27], upraveno

Firmware procesoru je vytvořen pomocí programovacího jazyka C. Kromě cyklicky se opakujícího programu uvnitř hlavní funkce lze využít též asynchronního spouštění funkcí pomocí takzvaných přerušení. Prostřednictvím přerušení lze běžící program pozastavit, vyvolat takzvanou obsluhu přerušení (speciální funkce) a po jejím ukončení činnost programu obnovit. Přerušení může vyvolat řada událostí, v této práci jsou využita přerušení od časovačů a od USART. Za účelem zjednodušení firmware byla využita řada knihoven,[23] které poskytují funkce pro nastavení částí

[23]Knihovny poskytuje výrobce mikroprocesoru STM32F051R8T6, firma STMicroelectronics.

procesoru a manipulaci s nimi. K vytvoření firmware, jeho následnému testování a ladění bylo využito vývojové prostředí CoIDE verze 1.7.8.[24]

2.1.3 Prostředky k vytvoření aplikace v prostředí MS Windows

Vedle vytvoření hardware je součástí této bakalářské práce též vytvoření ovládací aplikace sloužící ke sledování a řízení činnosti laboratorního přípravku. Existuje skutečně dlouhá řada možností, jak tento úkol realizovat. Při výběru způsobu realizace byla zvažována následující kritéria:

- jednoduchá implementace sběru a zpracování dat
- jednoduchá implementace grafického uživatelského rozhraní
- spustitelnost výsledného programu v některém z běžně využívaných operačních systémů

Na jejich základě bylo rozhodnuto, že aplikace bude napsána v programovacím jazyce C# pro operační systém Microsoft Windows. K vytvoření aplikace pak bylo zvoleno vývojové prostřední Microsoft Visual Studio 2015.[25] Toto prostředí dává uživateli k dispozici řadu knihoven, které mimo jiné usnadňují přístup k rozhraní COM, prostřednictvím kterého probíhá komunikace s laboratorním přípravkem, a umožňují jednoduchou implementaci funkcí pro zpracování dat. Dále má prostředí zabudovaný vizuální designer formulářů (oken), s jehož pomocí lze snadno a rychle vytvářet grafické uživatelské rozhraní.

Komunikace mezi ovládací aplikací a laboratorním přípravkem probíhá přes hardwarové rozhraní COM určené pro připojování periferií k počítači. Dnes je používání rozhraní COM na ústupu ve prospěch používání USB portu. I přes absenci fyzického rozhraní COM jej však lze simulovat, a to například použitím USB/USART převodníku, kdy na straně PC dojde k rozpoznání sériově komunikujícího zařízení a přidělení virtuálního COM rozhraní. Vizuální designer ve vývojovém prostředí pak poskytuje začlenění ovladače COM portu (prvek `SerialPort`) přímo do formuláře.

Komunikace mezi aplikací a uživatelem je umožněna prostřednictvím grafického uživatelského rozhraní. V rámci této práce přichází v úvahu využití tlačítek (prvek `Button`) pro řízení aplikace a laboratorního přípravku, editovatelných textových polí (`TextBox`) pro zadávání hodnot, štítků (`Label`) a grafu (`Chart`) vykreslení hodnot. Programování aplikace je podrobněji popsáno v kapitole 2.2.8.[26]

[24] Informace uvedené v kapitole 2.1.2 byly převzaty z [2], [3], [5], [6], [7, strany 1, 19, 27 až 36], [11], [12], [16], [17], [24], [25], [27, strana 5], [28], [31], [32], [34], [38], [41], [46], [53], [54] a [57].

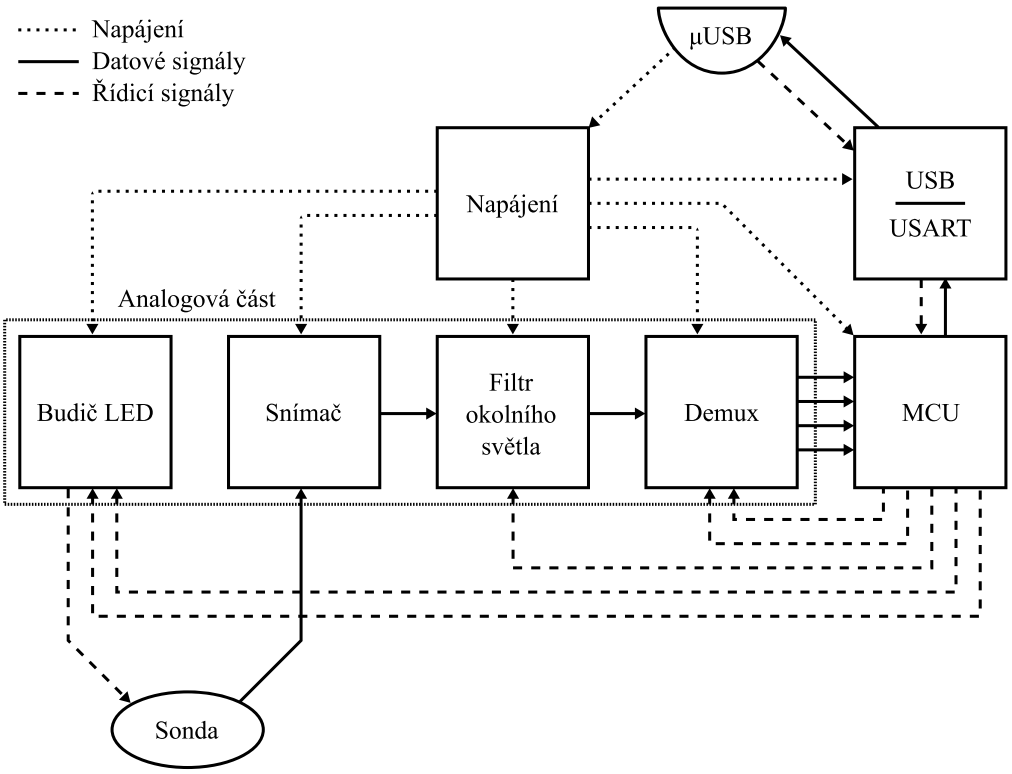
[25] Konkrétně byla využita placená edice Enterprise, jejíž využití bylo umožněno získáním studentské licence v rámci bakalářského studia. Bezplatnou alternativou je využití edice Community.

[26] Informace uvedené v kapitole 2.1.3 byly převzaty z [40] a [13].

2.2 Konstrukce a programování přípravku a ovládací aplikace

Již sám název této bakalářské práce napovídá, že jejím cílem není vytvořit pouze rešerši nebo kompilát zabývající se fyzikálními principy a technologiemi, které jsou teoreticky použitelné k vytvoření funkčního pulzního oxymetru, ale navrhnout a realizovat konstrukci a program funkčního exempláře pulzního oxymetru.

Hardware přípravku se skládá z několika částí, které jsou mezi sebou pospojovány podle následujícího schématu:



Obrázek 2.9: Schéma hardwaru

Jednotlivé části uvedené ve schématu plní dílčí úkoly:

- Napájecí část: filtrace, transformace a stabilizace vstupního napětí
- Budič LED: spouštění LED v měřící sondě umístěné na prstu
- Snímač: opakované snímání proudu generovaného fotodiodou v sondě a jeho převádění pomocí I/U převodníku na napětí
- Filtr okolního světla: eliminace vlivu světla, které dopadá na fotodiodu v sondě a nepochází z LED, na výsledek měření

- Demux (demultiplexor): rozklad vstupního signálu na čtyři signály, které jsou potřebné k výpočtu saturace pomocí vzorkovacích obvodů a Butterworthových propustí

- MCU (mikroprocesor): digitalizace signálů vystupujících z demultiplexoru, výpočet krevní kyslíkové saturace a frekvence srdečního tepu, posílání dat do PC přes USB/USART převodník a Micro USB konektor (μUSB), přijímání a zpracování řídicích signálů z PC

Prototyp oxymetru je sestaven pomocí základních součástek neboli rezistorů, kondenzátorů, cívek (tlumivek), diod a bipolárních tranzistorů. Dále jsou použity DC/DC měniče a stabilizátory napětí (ISH0509A, 7805, 7905, MCP1700T-3302E), operační zesilovače (TL074), vzorkovací obvody (LF398), USB/USART konvertor (FT230XS) a pochopitelně mikroprocesor (STM32F052R8T6). Tyto součástky jsou připájeny k desce plošných spojů.

Ke všem integrovaným obvodům a ještě na některá další místa jsou paralelně připojeny filtrační kondenzátory za účelem odrušení nežádoucích frekvencí majících vliv na příslušná místa.[27] V případě mikroprocesoru a USB/USART převodníku jsou kondenzátory připojeny mezi kladný napájecí vstup a zemnící vodič. V případě operačních zesilovačů a vzorkovacích obvodů jsou kondenzátory připojeny jednak mezi kladný napájecí vstup a zemnící vodič a jednak mezi záporný napájecí vstup a zemnící vodič.

Většina procesů, které mikroprocesor vykonává, je spouštěna prostřednictvím takzvaných přerušení, a to buď od časovačů, nebo od USARTU. Samotný hlavní program nejprve konfiguruje všechny periferie a posléze pracuje ve smyčce, kdy má na starost pouze obsluhu ovládacího tlačítka a transformaci dat přijatých přes USART.

Ovládací aplikace po navázání spojení s laboratorním přípravkem přes rozhraní COM a spuštění měření začne přijímat data, která v případě, že se jedná o hodnotu krevní kyslíkové saturace nebo frekvence srdečního tepu, zapíše tato data do příslušného štítku, nebo je v případě, že se jedná o hodnotu některého ze vstupních signálů, zakreslí do grafu. Aplikace zároveň uživateli umožňuje řízení oxymetru pomocí tlačítek a textových vstupů. Aplikace komunikuje s uživatelem prostřednictvím jediného okna (opomeneme-li případná dialogová okna chybových hlášení).

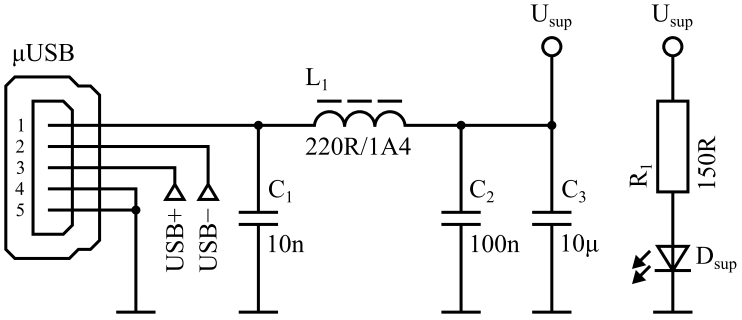
2.2.1 Napájení část

Napájecí část má za úkol filtrovat, transformovat a stabilizovat vstupní napájení. Výchozí napájecí napětí o velikosti +5 V (U_{sup}) je laboratornímu přípravku poskytováno přes Micro USB konektor, prostřednictvím kterého je laboratorní přípravek rovněž propojen s PC.

Význam filtru je v odstranění šumu projevujícího se jako jemné kolísání U_{sup}, které by mohlo zkreslit výsledky výpočtu laboratorního přípravku. Filtr je tvořen

[27] Na některých místech jsou za tímto účelem využity kondenzátory o nižší kapacitě.

třemi keramickými kondenzátory a jedním feritovým korálkem, které jsou zkombinovány podle následujícího schématu:[28]



Obrázek 2.10: Vstupní filtr

Ke své činnosti potřebuje laboratorní přípravek několik zdrojů o různě velkých hodnotách napětí. Kromě filtrovaného vstupního +5V napájení využívá též stabilizované zdroje ±5 V, a +3,3 V.

Za účelem generování stabilizovaného ±5V zdroje je U_{sup} nejprve transformováno pomocí DC/DC měničů ISH0509A na ±9 V[29] a posléze stabilizováno pomocí 5V stabilizátorů 7805 (kladný) a 7905 (záporný) na ±5 V. Toto řešení je zvoleno kvůli potlačení kolísání napájecího napětí vlivem činnosti dalších částí přípravku. Během konstrukce se totiž ukázalo, že spínání signalizačních LED má velký vliv na stabilitu napětí vycházejících z DC/DC převodníku. Nejjednodušší metodou nápravy tedy byla transformace na nižší napětí. Původně byl rozsah ±9 V zvolen kvůli umožnění co největšího rozsahu hodnot zpracovatelných operačními zesilovači, nicméně se po odladění obvodu ukázalo, že rozsah ±5 V je dostačující.[30]

Napětí +3,3 V je generováno též z U_{sup} prostřednictvím stabilizace součástkou MCP1700T-3302E. Kromě napájení digitálních komponent je též využit k ochraně digitálních vstupů mikroprocesoru před přepětím.

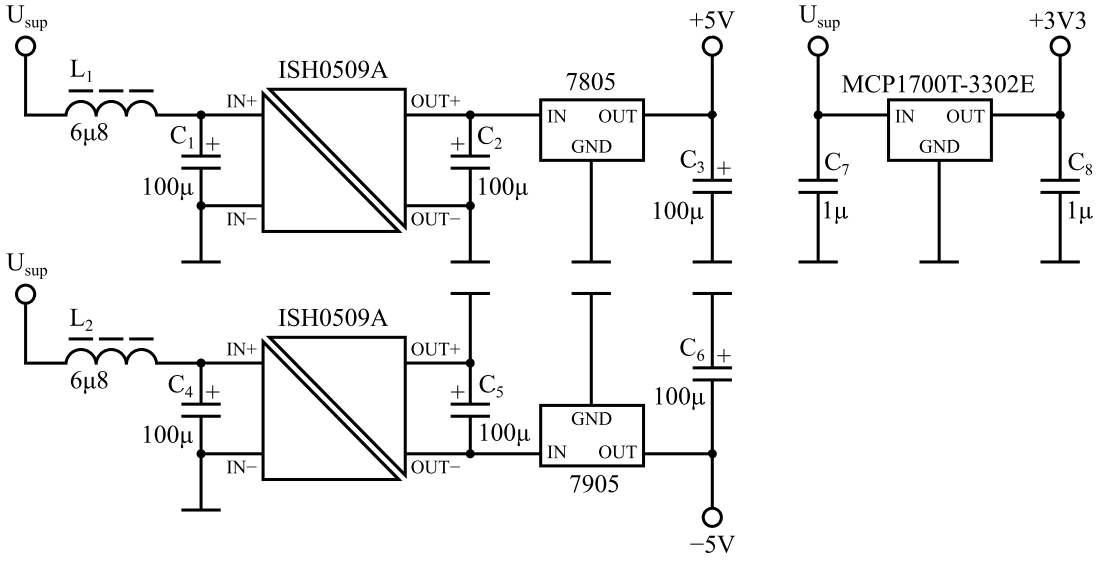
Při využití napájecího napětí ±9 V pro operační zesilovače se ukázalo, že stabilizátor MCP1700T-3302E může přestat spolehlivě fungovat v případě, kdy na jeho výstup začne z cizího zdroje proudit dostatečně velký proud o napětí blížícím se zmíněným 9 V. Tehdy docházelo ke vzrůstu napájecího napětí z 3,3 V až na 4,6 V, což je napětí potenciálně schopné poškodit mikroprocesor. Ukázalo se, že tento škodlivý vliv lze potlačit snížením velikosti proudu proudícího na výstup stabilizátoru pomocí rezistoru, případně omezením rozsahu výstupních hodnot operačního zesilovače snížením jeho napájecího napětí.

[28]Kromě filtru zahrnuje toto schéma též signalizační prvek, luminiscenční diodu D_{sup}, která indikuje přítomnost napájecího napětí.

[29]Jedná se o izolované měniče, pro které je typická elektrická izolace výstupních vodičů od vstupních. Transformace napětí zde probíhá prostřednictvím elektromagnetické indukce. Díky tomu může být měnič jak kladným, tak i záporným napájecím zdrojem.

[30]V přípravku tedy existuje dvojí +5V napájení. Výhodou je vzájemné neovlivňování se operačních zesilovačů a signalizačních LED.

Schéma zapojení napájecí části přípravku vypadá takto:



Obrázek 2.11: Napájecí část

Uzemnění přípravku je provedeno formou takzvané rozlité země[31] rozdělené na část pro analogové komponenty a část pro digitání komponenty.[32]

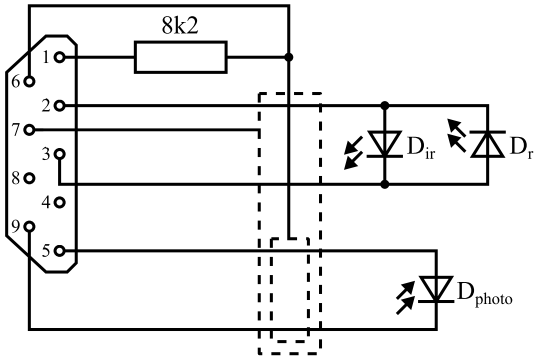
2.2.2 Budič LED

Budič LED je ta část přípravku zodpovědná za spouštění diod v sondě. K návrhu funkčního zapojení budiče je nutné znát vnitřní zapojení použité sondy. V této práci byla využita sonda Nellcor DS100A-1 DuraSensor:

Obrázek 2.12: Sonda Nellcor DS100A-1 DuraSensor, převzato z [35], upraveno

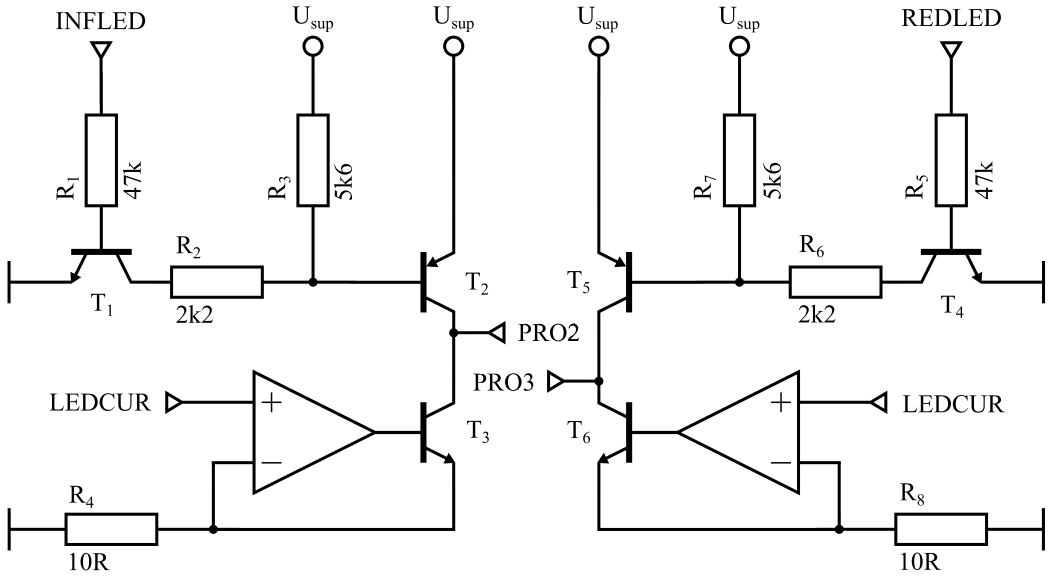
[31] Vyplnění desky plošných spojů zemnícím vodičem kvůli potlačení možnosti vzniku šumu.
[32] Informace uvedené v kapitole 2.2.1 byly převzaty z [14] a [15].

Sondu lze k přípravku připojit prostřednictvím konektoru D-Sub typu DE-9. Vnitřní zapojení sondy pak vypadá následovně:



Obrázek 2.13: Vnitřní zapojení sondy, převzato z [45], upraveno

S ohledem na vnitřní zapojení sondy bylo navrženo toto zapojení budiče:[33]



Obrázek 2.14: Budič LED

Pro správnou funkci oxymetru musí platit následující:

1. Odpovídá-li hodnota řídicího signálu INFLED logické jedničce, tranzistory T_1 a T_2 jsou otevřené a červenou LED teče proud.

2. Odpovídá-li hodnota řídicího signálu REDLED logické jedničce, tranzistory T_4 a T_5 jsou otevřené a infračervenou LED teče proud.

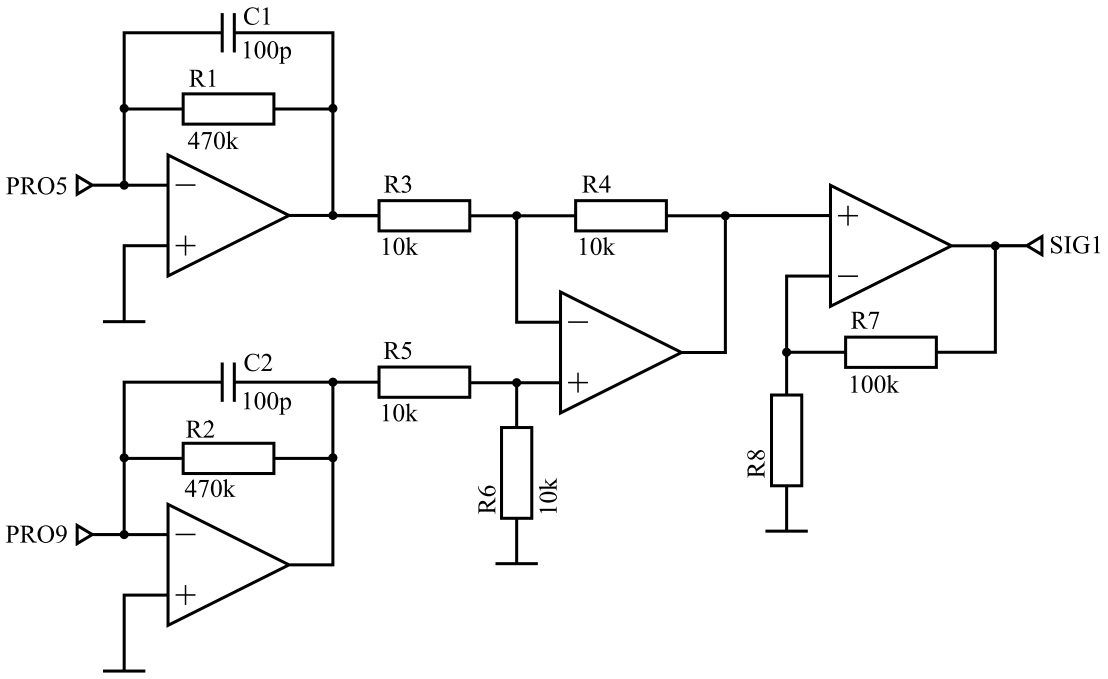
[33] Jako PRO2 a PRO3 jsou označena místa, která jsou propojena s piny 2 a 3 konektoru sondy.

3. Odpovídají-li hodnoty obou řídicích signálů logické nule, tranzistory T_1, T_2, T_4 i T_5 jsou zavřené a proud neteče žádnou z diod.

Velikost proudu proudícího diodami se nastavuje pomocí signálu LEDCUR. Velikost proudu generovaného upravenými U/I převodníky je podle Ohmova zákona přímo úměrná velikosti napětí signálu LEDCUR.[34] Nastavitelná hodnota proudu umožňuje diagnostiku tkání o různé tloušťce při zachování podobné velikosti napětí na výstupu snímače (viz kapitolu 2.2.3).[35]

2.2.3 Snímač signálu

Snímač signálu pomocí fotodiody v sondě měří hodnotu absorbance tkáně a posílá ji dalším částem přípravku ke zpracování. Jeho schéma je následující:



Obrázek 2.15: Snímač signálu

Jako PRO5 a PRO7 jsou označena místa, která jsou propojena s piny 5 a 9 konektoru sondy. K těmto pinům je pak připojena fotodioda (viz obrázek 2.13). Tato fotodioda v závislosti na intenzitě dopadajícího světla generuje elektrický proud.

Existují dvě základní zapojení fotodiody – fotokonduktivní a fotovoltaické. Při fotokonduktivním zapojení je fotodioda zapojena jako rezistor, jehož odpor je lineárně závislý na intenzitě dopadajícího světla. Při fotovoltaickém zapojení je fotodioda zapojena jako zdroj elektrického proudu, jehož velikost je logaritmicky závislá na

[34]Konkrétně proud procházející diodami odpovídá $\frac{1}{10}$ napětí řídícího signálu.
[35]Informace uvedené v kapitole 2.2.2 byly převzaty z [18] a [36].

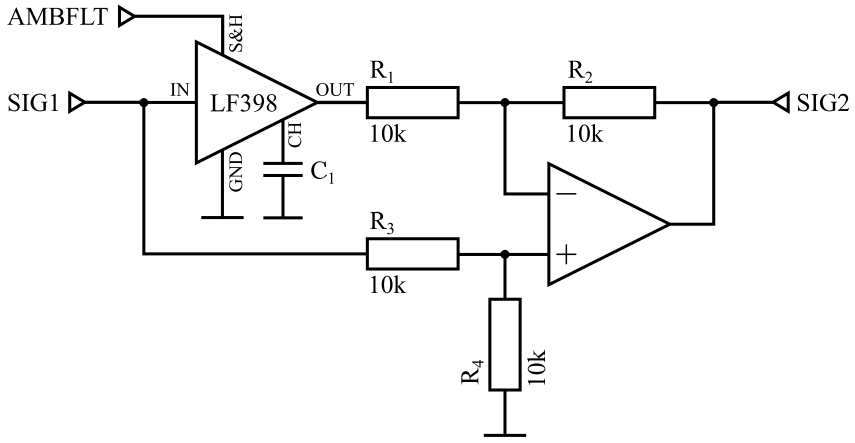
intenzitě dopadajícího světla. Protože logaritmická je též závislost absorbance hemoglobinu na jeho koncentraci, bylo v této práci využito fotovoltaické zapojení.

Vzhledem k tomu, že s proudem se pracuje poměrně špatně a operační zesilovače zapojené jako aritmetické operátory jsou určeny ke zpracování napětí, je nutné proud generovaný fotodiodou převést na napětí pomocí I/U měniče.[36] Jako rezistor určující závislost výstupního napětí na vstupním proudu byl na základě experimentu zvolen rezistor o velikosti 470 kΩ. Díky použití diferenciálního zesilovače to znamená, že proud 1 μA odpovídá napětí 235 mV. Proč je vlastně použit diferenciální zesilovač? Je to z toho důvodu, že vodiče, jimiž je sonda připojená k oxymetru, jsou dlouhé a může na nich dojít k indukci nežádoucího napětí, takzvaného souhlasného rušení. Díky použití diferenciálního zesilovače je souhlasné rušení eliminováno.

Výstup diferenciálního zesilovače je nakonec připojen na vstup neinvertujícího zesilovače, jímž je možné signál zesílit v závislosti na použitém rezistoru. Je nutné tento zesilovač použít, protože vysoké hodnoty napětí jsou při dalším zpracování méně náchylné na zkreslení než hodnoty nízké.[37,38] Je nutné zvolit zesílení takové, aby hodnota na výstupu neinvertujícího zesilovače nebyla v saturaci.[39] Výhodou je, že toto zesílení nijak nenásobí ani nedělí výslednou hodnotu saturace.[40]

2.2.4 Filtr okolního světla

Vzhledem k tomu, že se sonda nenachází v absolutní temnotě, je nutné eliminovat vliv okolního světla na fotodiodu. K tomu je využito následující zapojení:



Obrázek 2.16: Filtr okolního světla

[36]Lze si povšimnout, že k rezistorům v I/U měničích jsou paralelně připojeny 100nF kondenzátory. Ty jsou zde použity za účelem odrušení převodníků.

[37]V případě této bakalářské práce jsou vysokými hodnotami napětí myšleny hodnoty v řádu stovek milivoltů až jednotek voltů, nízkými pak hodnoty v řádu jednotek až desítek milivoltů.

[38]Je nutné si uvědomit, že součástky a vodiče použité v přípravku více či méně zkreslují výsledek. Čím menší napětí jimi prochází, tím více se na něm toto zkreslení projevuje.

[39]Empiricky byla zvolena velikost rezistoru 10 kΩ.

[40]Informace uvedené v kapitole 2.2.2 byly převzaty z [19] a [23].

Filtr funguje na tom principu, že v okamžiku, kdy jsou obě LED zhasnuté, vzorkovací obvod dostane pomocí signálu AMBFLT pokyn ke vzorkování, uloží si aktuální hodnotu napětí na vstupu filtru na kondenzátor C_1. Zde ji uchovává do doby, než dostane další pokyn ke vzorkování. Hodnota napětí na výstupu vzorkovacího obvodu je rovna hodnotě napětí na kondenzátoru C_1 a odečítá se pomocí diferenciálního zesilovače od aktuální hodnoty napětí na vstupu filtru. To znamená, že v době, kdy jsou obě LED zhasnuté, je hodnota napětí na výstupu filtru rovna nule a v době, kdy je jedna z LED rozsvícená, odpovídá hodnota napětí na výstupu filtru samotné intenzitě světla z LED dopadajícího na fotodiodu.

Vyvstává zde otázka, jak zvolit velikost kondenzátoru C_1. Kondenzátor C_1 se totiž musí stihnout nabít nejdéle za vzorkovací interval a jeho hodnota nesmí kvůli vybíjení znatelně poklesnout dříve než za dobu mezi dvěma vzorkovacími intervaly, který je třikrát delší než vzorkovací interval. Pro nabíjení kondenzátoru platí následující vztah:

$$V = V_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{RC}}\right) \tag{2.11}$$

V tomto vztahu V reprezentuje napětí na kondenzátoru v čase t (za předpokladu, že počáteční napětí na kondenzátoru je rovno 0 V), V_0 reprezentuje napětí, na které je kondenzátor nabíjen, t reprezentuje čas od začátku nabíjení, R reprezentuje velikost odporu rezistoru, přes který je kondenzátor nabíjen a C reprezentuje velikost nabíjeného kondenzátoru.

Podobný vztah platí i pro vybíjení:

$$V = V_0 e^{-\frac{t}{RC}} \tag{2.12}$$

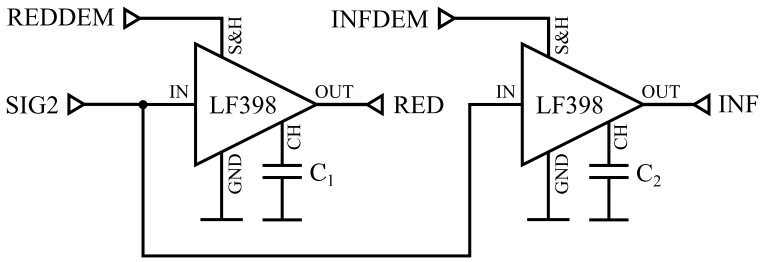
Zde V reprezentuje napětí na kondenzátoru v čase t, V_0 reprezentuje počáteční napětí na kondenzátoru, t reprezentuje čas od začátku vybíjení, R reprezentuje velikost odporu rezistoru, přes který je kondenzátor vybíjen a C reprezentuje velikost vybíjeného kondenzátoru. Nejproblematičtější z vyjmenovaných veličin je odpor, který je velice obtížné určit. Třebaže je kondenzátor C_1 nabíjen přes 300Ω rezistor, který je součástí vzorkovacího obvodu LF398, a vybíjen přes 100kΩ rezistor R_1, nejsou ony dva rezistory těmi jedinými, které kladou odpor signálu. Proto je nejsnadnější vybrat velikost kondenzátoru experimentálně. Kondenzátor 220 nF se ukázal být bezproblémovým.[41]

2.2.5 Demultiplexor

Po odstranění vlivu okolního světla putuje signál do demultiplexoru. Ten slouží k demultiplexu neboli rozkladu signálu na složky. Vzhledem k tomu, že v sondě neustále dochází k přepínání červené a infračervené diody, logickou úvahou lze dojít k závěru, že naměřené hodnoty absorbancí červeného a infračerveného světla jsou v signálu přítomny ve formě stejně dlouhých, střídajících se intervalů. Tyto intervaly lze od

[41] Informace uvedené v kapitole 2.2.4 byly převzaty z [30] a [44].

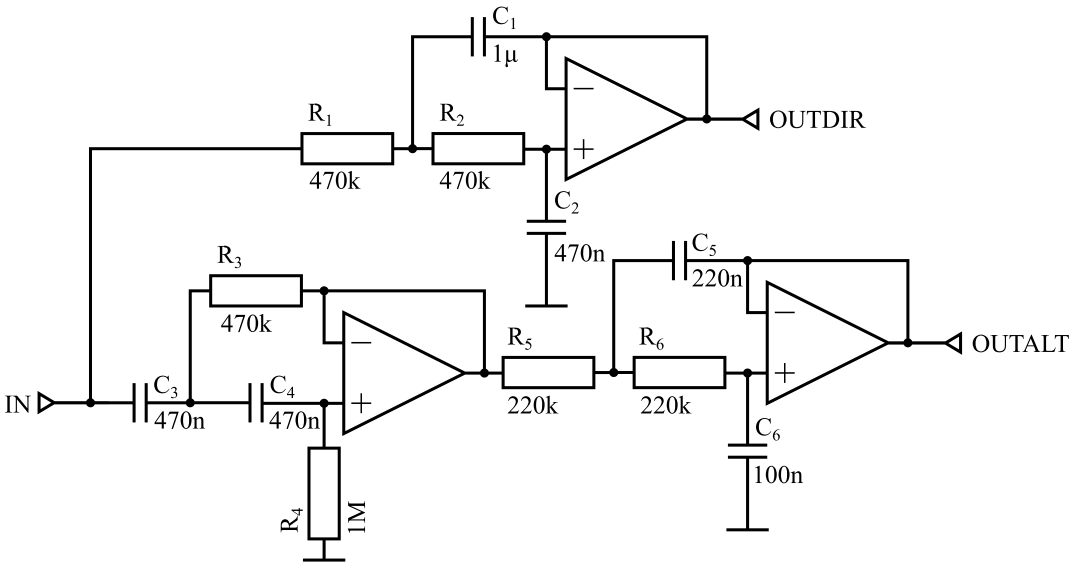
sebe oddělit pomocí vzorkovacích obvodů, jejichž spouštěcí pulzy jsou synchronizovány s řídicími pulzy diod v sondě:



Obrázek 2.17: Demultiplex červené a infračervené složky

Stejně jako v případě filtru okolního světla (viz kapitolu 2.2.4) je hodnota kondenzátorů C_1 a C_2 volena s ohledem na rychlost nabíjení a vybíjení.

Po rozkladu signálu na červenou a infračervenou složku následuje jejich rozklad na stejnosměrnou a střídavou složku. To je provedeno pomocí Butterworthových propustí podle následujícího schématu:



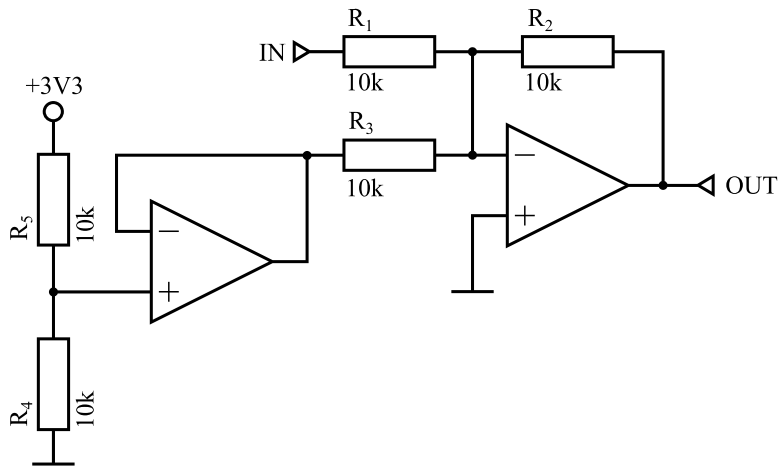
Obrázek 2.18: Demultiplex stejnosměrné a střídavé složky

Stejnosměrná složka se ze signálu získává pomocí Butterworthovy dolní propusti 2. řádu s mezním kmitočtem 0,5 Hz, střídavá složka pak pomocí Butterworthovy pásmové propusti (horní a dolní propusti v sérii) 2. řádu s mezními kmitočty 0,5 a 5 Hz. Volba velikostí použitých rezistorů a kondenzátorů je založena na vztazích uvedených v kapitole 2.1.1.2.

Střídavé složky vystupující z demultiplexoru mají poměrně malý rozsah. Stejně jako ve snímači je potřebné jejich zesílení pomocí neinvertujícího zesilovače. Opět

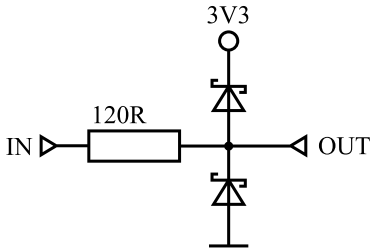
je zde využito 10kΩ rezistorů. Pro zachování správnosti výsledku musí být velikost zesílení stejná pro oba kanály.

Vzhledem k tomu, že střídavá složka vystupující z demultiplexoru nabývá též záporných hodnot a mikroprocesor je schopný zpracovat pouze hodnoty v rozsahu 0 až 3,6 V, je nutné k ní přičíst takzvaný offset neboli číslo, které k signálu přičte konstantu. To zde zajistí, že hodnota vstupující do procesoru bude vždy kladná. V přípravku je využit offset 1,65 V čili polovina rozsahu měření ADC:



Obrázek 2.19: Offset střídavé složky signálu

Přesto je však na vstupy mikroprocesoru přidána přepěťová ochrana, která pomocí Shottkyho diod[42] zkratuje signál v případě, že by byl mimo rozsah hodnot zpracovatelných mikroprocesorem:[43]



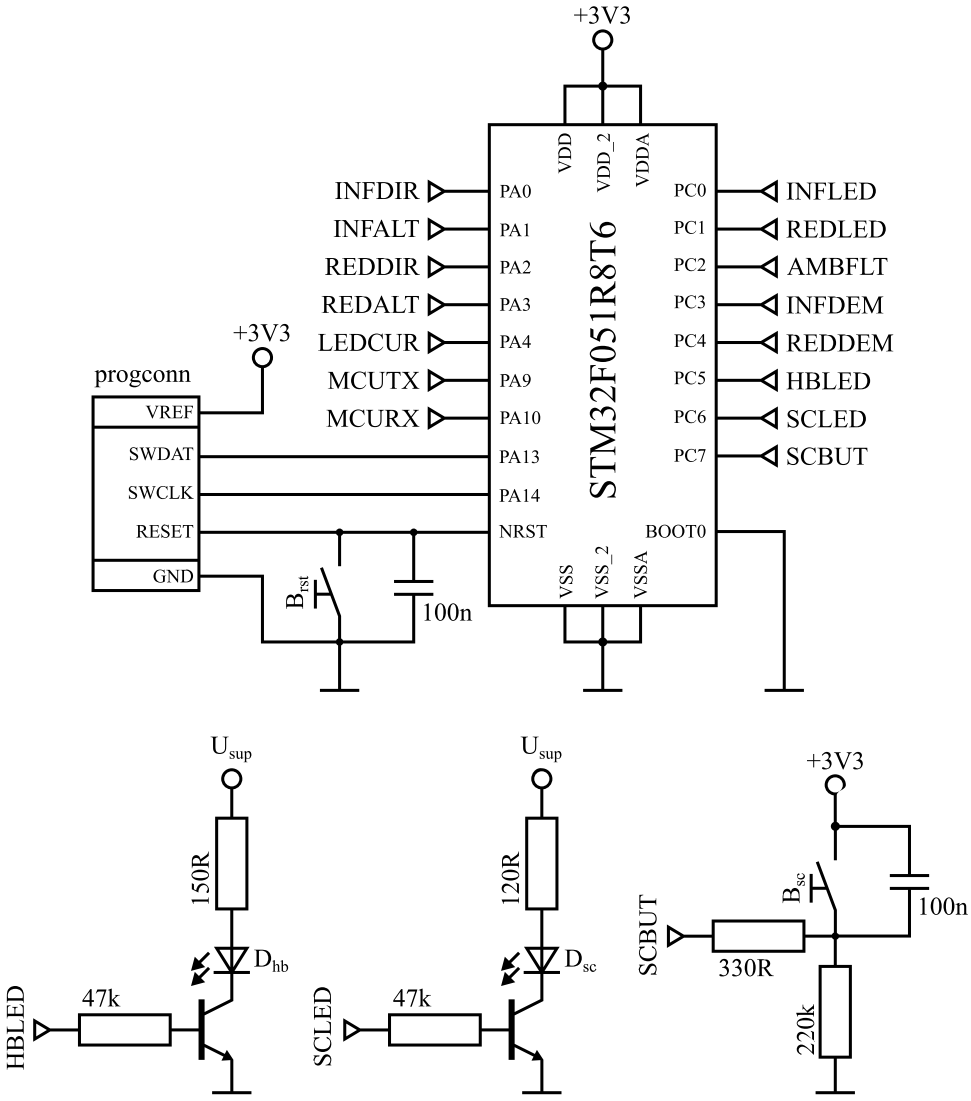
Obrázek 2.20: Přepěťová ochrana

2.2.6 Zapojení mikroprocesoru a firmware

Nepostradatelnou komponentou pro funkci laboratorního přípravku je mikroprocesor, který jednak řídí činnost analogové části obvodu prostřednictvím řídicích

[42]Shottkyho diody jsou využity kvůli nižšímu úbytku napětí při průchodu proudu.
[43]Informace uvedené v kapitole 2.2.5 byly převzaty z [50].

signálů, jednak počítá krevní kyslíkovou saturaci (a frekvenci srdečního rytmu) z demultiplexovaných signálů, a jednak umožňuje uživateli ovládat přípravek, a to jak prostřednictvím ovládacího tlačítka, tak pomocí ovládací aplikace. Schéma propojení mikroprocesoru s ostatními komponentami vypadá takto:



Obrázek 2.21: Mikroprocesor

Vedle samotného mikroprocesoru jsou ve schématu zakresleny ještě programovací konektor (*progconn*), signalizační diody D_{sc} a D_{hb}, resetovací tlačítko B_{rst} a ovládací tlačítko B_{sc}.

Programovací konektor umožňuje nahrát firmware do paměti mikroprocesoru a ladit jej. Signalizační dioda D_{sc} indikuje spuštěné měření signálů. Dioda D_{hb} indikuje srdeční tep. Resetovací tlačítko B_{rst} slouží, jak již jeho označení napovídá, k resetování mikroprocesoru. Ovládací tlačítko B_{sc} slouží ke spuštění či pozastavení měření signálů.

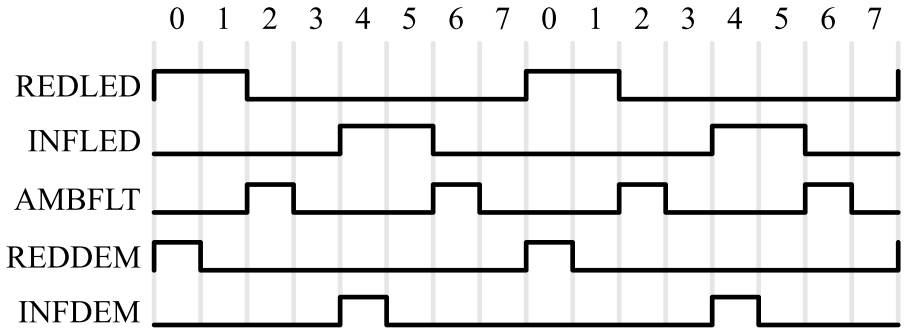
Hlavní funkce nahraného programu obsahuje nekonečný cyklus, v jehož rámci jsou prováděny pouze obsluha tlačítka B_{sc}[44] a konverze hodnot přijatých přes rozhraní USART. Zbytek operací je implementován do obsluh přerušení.

V programu jsou použita dvě přerušení od časovače (TIM2 a TIM3) a přerušení při přijetí dat rozhraním USART. TIM2 signalizuje přerušení s frekvencí 25 Hz, a jeho obsluha spočívá v uložení aktuálních hodnot ADC (prostřednictvím DMA) a spočtení aktuálních rozsahů všech signálů, přičemž každý padesátý cyklus dojde k vypočtení krevní kyslíkové saturace na základě rozsahů střídavých složek a průměrů maxim a minim stejnosměrných složek a poslání dat přes USART.

Časovač TIM2 rovněž spouští detekci a posílání hodnoty frekvence srdečního tepu. Detekce je založena na spočtení diferencí mezi hodnotami signálu INFALT a jejich porovnání s nulou. Během srdečního cyklu jsou zaznamenány dva významné zákmity při nichž dochází k systole (menší zákmit) a vypuzení krve (větší zákmit). Frekvence je pak stanovena na základě větších zákmitů. Menší zákmity jsou odfiltrovány pomocí hraniční linie stanovené do jedné třetiny intervalu mezi minimální a maximální hodnotou signálu INFALT.

Každý padesátý cyklus je rovněž předefinována linie, kterou když překročí infračervená střídavá složka, dojde k detekci tepu, ta je definována jako průměr maximální a minimální hodnoty infračervené složky. Funkce pro detekci a výpočet frekvence srdečního rytmu funguje rovněž v rámci této obsluhy. Program posílá data o tepové frekvenci při každém pulzu. Při každém pulzu rovněž dojde k rozsvícení signalizační diody po dobu desetiny sekundy.

TIM3 signalizuje přerušení s frekvencí 2 kHz. Slouží k přepínání stavů řídicích signálů. Řídicí signály musejí být pro správnou funkci přípravku synchronizovány podle následující tabulky:



Obrázek 2.22: Tabulka signálů

Posledním využívaným přerušením je přerušení od USART. Jeho obsluha spočívá v uložení dat do zvláštního registru, odkud si je dál na starost bere hlavní program.

Data jsou mezi mikroprocesorem a ovládací aplikací posílána ve formě ASCII[45]

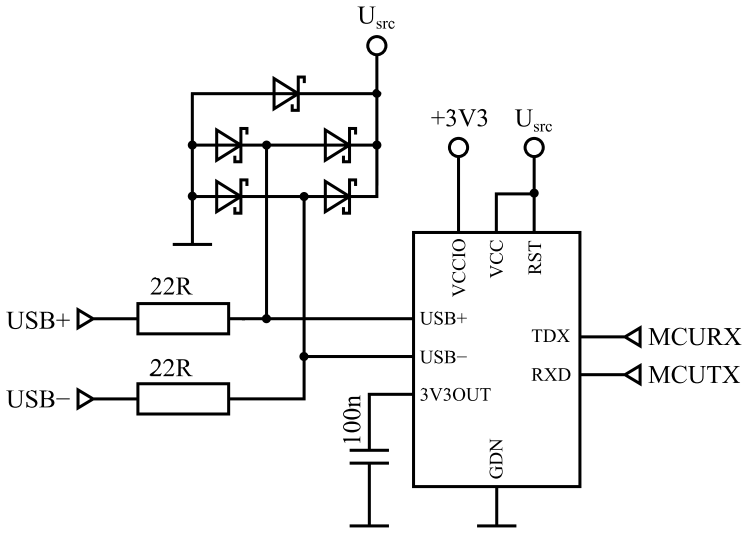
[44] Detekuje, zda-li bylo stisknuto. Pokud bylo, invertuje hodnotu v proměnné podmiňující vykonávání měření analogových hodnot.

[45] *American Standard Code for Information Interchange*, základní znaková sada.

znaků. Znaky 0 až 9 reprezentují příslušné číslice, jednotlivé signály jsou poté rozlišeny prostřednictvím znaků anglické abecedy.[46] Směrem do PC jsou posílány naměřené hodnoty („R“ jako REDDIR, „r“ jako REDALT, „I“ jako INFDIR, „i“ jako INFALT), saturace „s“ a frekvence srdečního tepu „b“. Směrem do procesoru jsou pak posílány pouze dvě veličiny, kterými jsou proud procházející diodami v sondě čili „c“ a spuštění/zastavení měření „m“. Při komunikaci je nejprve poslána hodnota (v desítkové soustavě, od nejmenší cifry po největší) a až poté rozlišovací znak. Délka čísla je proměnná, může být i nulová.[47]

2.2.7 USB/USART převodník

Nenápadnou, ale poměrně podstatnou komponentou, bez níž by nefungovala komunikace mezi mikroprocesorem a PC, je USB/USART převodník. Již jeho název napovídá jeho účel, kterým je vytvoření rozhraní mezi rozhraním USART a USB portem. Převodník je realizován za pomoci integrovaného obvodu FT230XS. Jeho zapojení vypadá následně:



Obrázek 2.23: USB/USART převodník

Ve schématu si lze povšimnout pětice Schottkyho diod, které mají stejně jako v případě diod na vstupech mikroprocesoru ochrannou funkci proti přepětí.

2.2.8 Ovládací aplikace

Laboratorní přípravek je sice sám o sobě funkční, nicméně sám pouze signalizuje srdeční tep. Z hlediska cíle této bakalářské práce je toto však nedostačující, protože

[46] Anglickou abecedou se rozumí základních 26 písmen latinské abecedy. Vzhledem k tomu, že ASCII rozlišuje velká a malá písmena, je k dispozici 52 znaků za účelem rozlišení signálů.

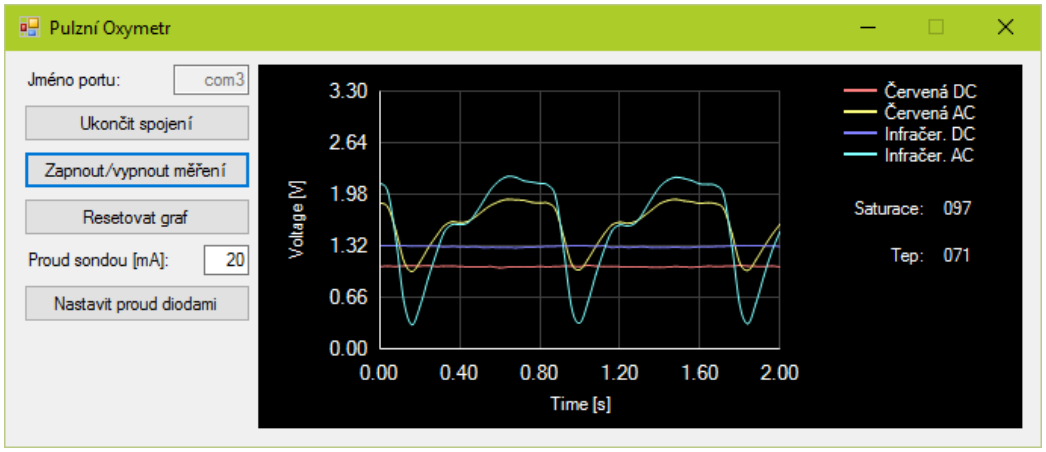
[47] Informace uvedené v kapitole 2.2.6 byly převzaty z [4], [8] a [10].

pulzní oxymetr má především poskytovat informace o krevní kyslíkové saturaci. Ovládací aplikaci tedy nelze chápat pouze jako pouhý „bonus“, ale jako důležitou součást práce, která poskytuje to nejdůležitější – výsledky.

Grafické uživatelské rozhraní umožňuje uživateli manipulovat s laboratorním přípravkem a jím poskytovanými daty prostřednictvím těchto tlačítek:

- Navázat spojení: navázání spojení s přípravkem přes COM port, jehož jméno je nutné uvést do textového pole nad tlačítkem
- Ukončit spojení: ukončení spojení s přípravkem
- Resetovat data: umožňuje resetovat obsah grafu a hodnot saturace a frekvence srdečního tepu
- Zapnout/vypnout měření: stejná funkce jako v případě tlačítka B_{sc} – zapnutí či vypnutí měření
- Nastavit proud diodami: umožňuje zadat hodnotu proudu procházejícího diodami v sondě (v rozmezí 10 až 60 mA)

Pro komunikaci s procesorem je nutné vytvořit spojení s příslušným COM portem. Toto spojení lze začlenit přímo do formuláře ve formě komponenty `SerialPort`. Ta poskytuje událost `DataReceived`, která je spuštěna, kdykoli jsou přijata data. V případě přijetí dat s nimi zachází podobně jako mikroprocesor v přípravku, který sčítá přicházející čísla násobená postupně se zvyšující mocninou deseti, dokud se na vstupu neobjeví znak příslušný jednomu ze signálů. Následně je hodnota zapsána do štítku (`Label`) určeného pro příslušnou veličinu (krevní kyslíková saturace, frekvence srdečního tepu), nebo je přikreslena do grafu. Chce-li událost `DataReceived` přistoupit ke grafickému uživatelskému rozhraní, musí využít funkce `Invoke`, protože probíhá v jiném vlákně.



Obrázek 2.24: Ovládací aplikace

Závěr

Cílem této bakalářské práce je vytvoření laboratorního přípravku představujícího pulzní oxymetr, který ke své činnosti využívá mikroprocesor ARM a je ovladatelný prostřednictvím desktopové aplikace pro PC. Dosažení tohoto cíle vyžadovalo studium zákonitostí spadajících do různých vědních disciplín v rámci teoretické části práce a následné využití těchto znalostí v rámci části praktické.

Za účelem objasnění a obhájení významu pulzní oxymetrie se teoretická část nejprve zabývá významem kyslíku pro člověka. Dále se v teoretické části rozebírá způsob, jakým je kyslík dopravován po těle, a závislost mezi množstvím dopravovaného kyslíku a optickými vlastnostmi jeho transportního média, krve. Existence této závislosti a existence součástek využívajících fotoelektrických vlastností polovodičů umožňují stanovení množství kyslíku v krvi prostřednictvím elektrického přístroje. Zkoumání zákonitostí mezi absorbancí světla a koncentrací hemoglobinu v krvi, matematickým vyjádřením těchto zákonitostí a nakonec úpravou získaných matematických vztahů dochází teoretická část ve svém závěru ke dvěma jednoduchým vztahům:

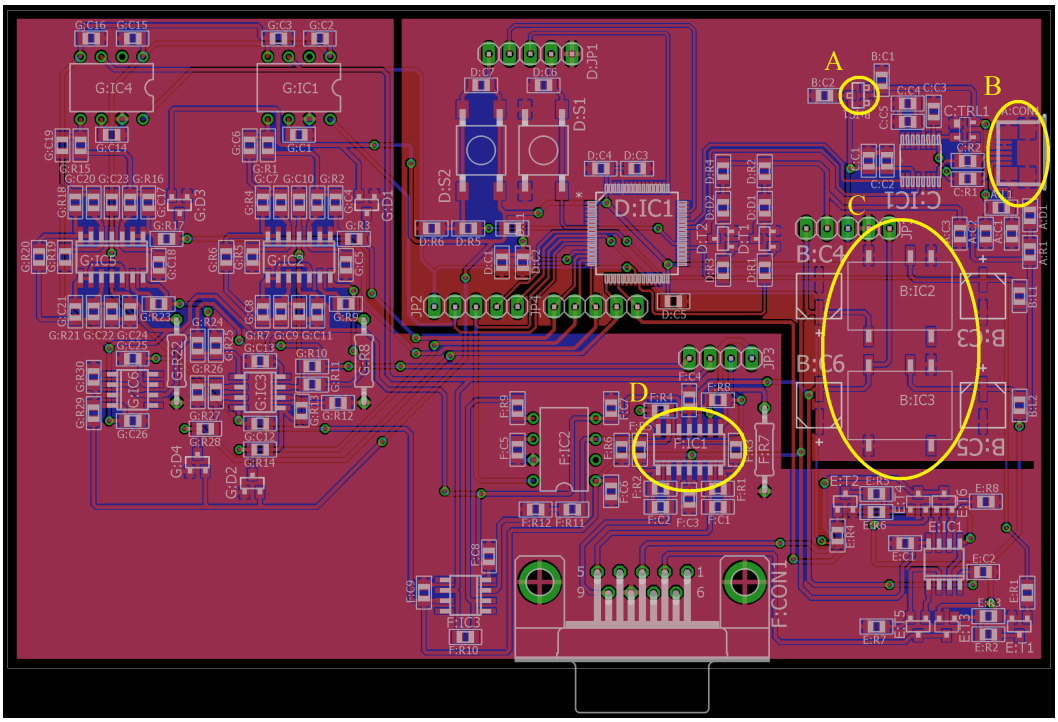
$$N \doteq \frac{I_{AC,r}}{I_{DC,r}} \frac{I_{DC,ir}}{I_{AC,ir}} \tag{2.13a}$$

$$s_{O_2} = 1{,}1 - 0{,}25N \tag{2.13b}$$

Již zmíněná praktická část je rozdělena do dvou podsekcí. Ta první se zabývá technologiemi z oblasti elektroniky a informatiky, které jsou využity k vytvoření laboratorního přípravku a ovládací aplikace. Druhá část se pak zabývá samotnou konstrukcí přípravku, jeho programováním a též programováním ovládací aplikace pro PC.

K vytvoření návrhu funkčního zapojení pulzního oxymetru bylo potřeba studium technologií z oblasti elektroniky a informatiky. Funkce hardwaru stojí na zapojeních s operačním zesilovačem a mikroprocesoru STM32F051R8T6. Operační zesilovače jsou využity k transformaci elektrického proudu, který generuje fotodioda v sondě v závislosti na absorbanci světla tkání, na elektrické napětí a k následnému rozkladu získaného signálu na signály využité pro výpočet krevní kyslíkové saturace. Mikroprocesor poté slouží k řízení hardwaru přípravku analogovými a digitálními signály, k výpočtu krevní kyslíkové saturace (a frekvence srdečního tepu) a komunikaci přípravku s ovládací aplikací v počítači.

Konstrukce hardware byla provedena za použití na zakázku vyrobené desky plošných spojů o rozměrech 12,75 × 8 cm, na níž byly připájeny všechny použité součástky. Z důvodu učebních účelů jsou všechny použité součástky umístěny na její lícovou stranu, přičemž většina z těchto součástek je typu SMD (součástky pro povrchovou montáž). Deska plošných spojů byla vyrobena podle tohoto návrhu:[48]



Obrázek 2.25: Deska plošných spojů

Vzhledem k poměrně velké složitosti navrženého zapojení se jeho konstrukce neobešla bez komplikací způsobených převážně chybami v návrhu desky plošných spojů. Všechny uvedené chyby byly po svém odhalení buď napraveny, či byly ponechány, pokud neohrožovaly funkčnost přípravku:

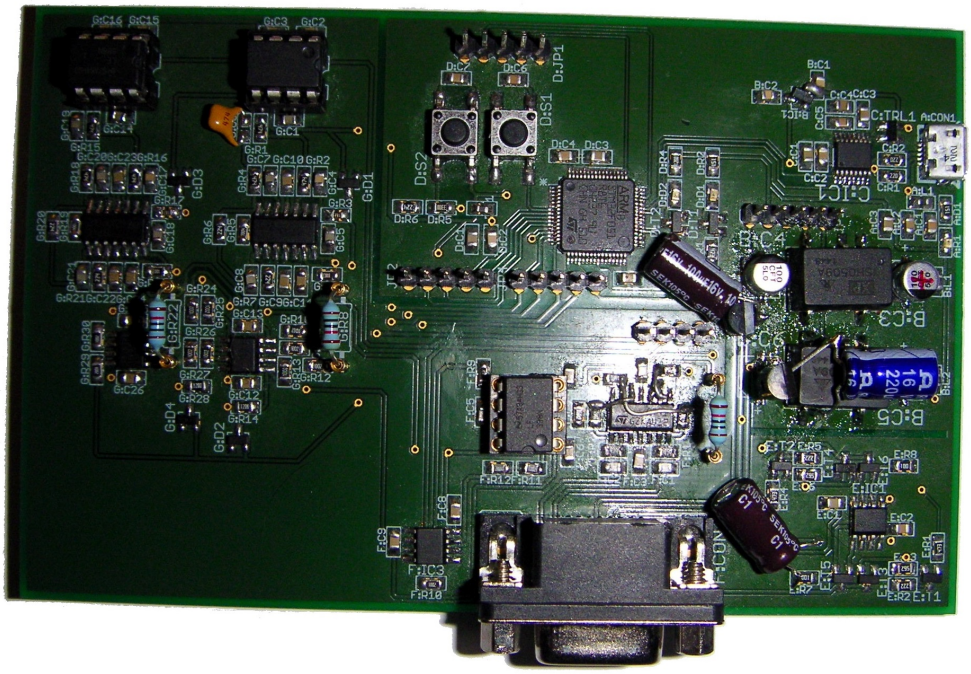
- Chyba A: Došlo k záměně vstupu a výstupu stabilizátoru `B:IC1`. Chyba byla napravena otočením stabilizátoru „vzhůru nohama“ a opětovnému připájení.
- Chyba B: Micro USB port je vyroben tak, aby dosedal na hranu desky plošných spojů. Tento fakt byl však opomenut, díky čemuž port plně nedosedá na desku. Funkčnost portu však byla omezena pouze minimálně (nutné použití větší síly při připojování a odpojování kabelu), tudíž lze tuto chybu označit pouze za kosmetickou.
- Chyba C: Nutnost úpravy napájecí části za účelem stabilizace zdroje (viz kapitolu 2.2.1). Chyba byla napravena přerušením plošného spoje za oběma

[48] Červená a modrá barva značí nevyleptanou měď na lícové a rubové straně desky, zelená barva značí prokovení a žlutá barva nalezené chyby.

DC/DC měniči a následným připájením stabilizátorů 7805 a 7905 a dvou 100µF kondenzátorů.

- Chyba D: Zde došlo dvakrát k záměně invertujícího a neinvertujícího vstupu zesilovače `F:IC1`. Chyba byla napravena přerušením plošného spoje na několika místech a propojením správných míst prostřednictvím drátků.

Opravený hardware laboratorního přípravku má tuto podobu:



Obrázek 2.26: Hardware laboratorního přípravku

Po dokončení hardwaru přípravku následovalo vytvoření firmware pro mikroprocesor. Samotné programování se obešlo bez komplikací až na jednu výjimku, kterou představuje „nečekaný“ způsob řazení dat přijímaných přes ADC. V případě potřeby více než jednoho vstupního analogového signálu umožňuje mikroprocesor cyklické měření přes všechny definované analogové vstupy a ukládání digitalizovaných hodnot do pole v paměti prostřednictvím DMA. Problém spočívá v řazení hodnot v poli, které by podle manuálu mělo odpovídat schématu `PC0-PC1-PC2-PC3`. Pořadí však ve skutečnosti odpovídá schématu `PC1-PC2-PC3-PC0`. Ačkoliv je toto řazení nepředpokládané, je stabilní, tudíž byl tento problém vyřešen změnou indexu položky pole v příslušných funkcích.

Hodnoty saturace vypočítané prostřednictvím laboratorního přípravku jsou srovnatelné s výsledky pulzních oxymetrů s deklarovanou funkčností v rámci asi 3% odchylky. Výpočet frekvence srdečního tepu se dá rovněž označit za spolehlivý.

Tvorba poslední části praktického výstupu práce, ovládací aplikace, se obešla bez jakýchkoliv komplikací. Aplikace bez problému komunikuje oběma směry s laboratorním přípravkem. Byly odzkoušeny různé frekvence posílání naměřených signálů

za účelem jejich vykreslení do grafu. Jako ideální se ukázala frekvence 25 Hz, přičemž tato frekvence je stanovena časovačem v laboratorním přípravku, který právě s touto frekvencí ukládá a posílá naměřená data. Byly zkoušeny i frekvence 50 Hz a 100 Hz, nicméně ty se ukázaly již jako problémové, protože zpomalovaly aplikaci. Grafické uživatelské rozhraní aplikace si lze prohlédnout na obrázku 2.24 (viz kapitolu 2.2.8).

V rámci této bakalářské práce se nepočítá se zásadním vědeckým přínosem. Nicméně v jiných ohledech může být přínosný samotný praktický výstup této bakalářské práce, kterými jsou laboratorní přípravek a ovládací aplikace. Jistě lze laboratorní přípravek použít jako učební pomůcku pro demonstraci neinvazivního měření krevní kyslíkové saturace, demonstraci měření frekvence srdečního tepu, demonstraci komunikace mezi mikroprocesorem ARM a PC atd.

Už jen díky tomu, že na diagnostické přístroje jsou kladeny poměrně vysoké nároky, které laboratorní přípravek v žádném případě nesplňuje, není možné o něm uvažovat jako o přístroji použitelném v ordinacích praktických lékařů či v nemocnicích. Lze však jistě uvažovat nad využitím přípravku v rámci experimentování. Způsob, jakým mezi sebou mikroprocesor a ovládací aplikace komunikují, je poměrně jednoduchý a poměrně jednoduše je možné rozšířit množinu používaných funkcí a to jak na straně laboratorního přípravku, tak i na straně ovládací aplikace, kde jsou možnosti dokonce daleko větší už jen díky výpočetnímu výkonu poskytovaném procesorovou jednotkou v PC.

Literatura

[1] Active filter. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 14. 9. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Active_filter⟩.

[2] Analog signal. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 5. 5. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Analog_signal⟩.

[3] Analogový signál. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 7. 3. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Analogov%C3%BD_sign%C3%A1l⟩.

[4] Anglická abeceda. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 17. 3. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Anglick%C3%A1_abeceda⟩.

[5] Aritmeticko-logická jednotka. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 18. 11. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Aritmeticko-logick%C3%A1_jednotka⟩.

[6] ARM architecture. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 18. 11. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/ARM_architecture⟩.

[7] ARM®-based 32-bit MCU, 16 to 64 KB Flash, 11 timers, ADC, DAC and communication interfaces, 2.0-3.6 V. *STMicroelectronics.* [online]. prosinec 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://www2.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/55/53/3e/86/29/61/41/d9/DM00039193.pdf/files/DM00039193.pdf/jcr:content/translations/en.DM00039193.pdf⟩.

[8] ASCII. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 21. 4. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/ASCII⟩.

[9] Butterworth filter. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 3. 5. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Butterworth_filter⟩.

[10] Cardiac cycle. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 7. 3. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_cycle⟩.

[11] Centrální procesorová jednotka. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 4. 5. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Centr%C3%A1ln%C3%AD_procesorov%C3%A1_jednotka⟩.

[12] CISC. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 20. 11. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/CISC⟩.

[13] COM (hardware interface). *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 12. 1. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/COM_(hardware_interface)⟩.

[14] Copper pour (hardware interface). *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 28. 11. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Copper_pour⟩.

[15] DC-to-DC converter. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 4. 5. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/DC-to-DC_converter⟩.

[16] Diskrétní signál. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 8. 10. 2013. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Diskr%C3%A9tn%C3%AD_sign%C3%A1l⟩.

[17] DMA. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 11. 12. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/DMA⟩.

[18] D-Sub. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 12. 2. 2016. [citováno 4. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/D-Sub⟩.

[19] DVOŘÁK, J.: *Pulsní oxymetr.* Bakalářská práce. Praha: České vysoké učení technické v Praze. Fakulta elektrotechnická. Ústav teorie obvodů, 2011. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Havlík Ph.D.

[20] Dýchací soustava. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 29. 3. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/D%C3%BDchac%C3%AD_soustava⟩.

[21] Elektrická impedance. *WikiSkripta.* [online]. 31. 1. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrick%C3%A1_impedance⟩.

[22] Firmware. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 12. 12. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Firmware⟩.

[23] Fotodioda. [online]. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://lucy.troja.mff.cuni.cz/~tichy/elektross/soucastky/jeden_prechod/fotodioda.html⟩.

[24] General-purpose input/output. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 28. 4. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/General-purpose_input/output⟩.

[25] Harvardská architektura. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 1. 10. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Harvardsk%C3%A1_architektura⟩.

[26] Hemoglobin a jeho deriváty (LF MU). *WikiSkripta.* [online]. 21. 4. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://www.wikiskripta.eu/index.php/Hemoglobin_a_jeho_deriv%C3%A1ty_(LF_MU)⟩.

[27] How to get the best ADC accuracy in STM32Fx Series and STM32L1 Series devices. *STMicroelectronics.* [online]. prosinec 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://www2.st.com/content/ccc/resource/technical/document/application_note/group0/3f/4c/a4/82/bd/63/4e/92/CD00211314/files/CD00211314.pdf/jcr:content/translations/en.CD00211314.pdf⟩.

[28] Integrovaný obvod. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 19. 3. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Integrovan%C3%BD_obvod⟩.

[29] Lambertův-Beerův zákon. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 18. 7. 2014. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Lambert%C5%AFv-Beer%C5%AFv_z%C3%A1kon⟩.

[30] LF198/LF298/LF398, LF198A/LF398A Monolithic Sample-and-Hold Circuits. *Texas Instruments.* [online]. [citováno 8. 5. 2015]. Dostupné z: http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf198-n.pdf⟩.

[31] Load/store architecture. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 10. 5. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Load/store_architecture⟩.

[32] Logický člen. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 6. 10. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Logick%C3%BD_%C4%8Dlen⟩.

[33] Metabolismus. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 5. 1. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Metabolismus⟩.

[34] Mikroprocesor. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 3. 5. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Mikroprocesor⟩.

[35] Nellcor DS100A-1 DuraSensor Adult Finger Clip Sensor. *A1MedicalSales.* [online]. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: https://www.a1medicalsales.com/product/DS100A-1.html⟩.

[36] Ohmův zákon. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 12. 2. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Ohm%C5%AFv_z%C3%A1kon⟩.

[37] Operační zesilovač. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 17. 3. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Opera%C4%8Dn%C3%AD_zesilova%C4%8D⟩.

[38] Operational amplifier applications. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 24. 4. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Operational_amplifier_applications⟩.

[39] Other Op-Amp Ideas. *Tufts University ECE and DS Departments* [online]. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://www.eecs.tufts.edu/~dsculley/tutorial/opamps/opamps7.html⟩.

[40] Přehled produktů sady Visual Studio 2015 [online]. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨www.visualstudio.com/cs-cz/vs-2015-product-editions⟩.

[41] Přerušení. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 11. 12. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/P%C5%99eru%C5%A1en%C3%AD⟩.

[42] Pulse oximetry spectrum. *Wikimedia Commons.* [online]. 23. 1. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pulse_oximetry_spectrum.svg⟩.

[43] Q factor. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 24. 4. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Q_factor⟩.

[44] RC circuit. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 20. 4. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/RC_circuit⟩.

[45] Remont datčikov SpO2 (saturacii kisloroda krovi). *Èlektronika i Medtehnika.* [online]. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://electro-tech.narod.ru/schematics/medical/intensive-care/spo2_sensors.htm⟩.

[46] RISC. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 22. 1. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/RISC⟩.

[47] Sallen-Key topology. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 22. 4. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Sallen%E2%80%93Key_topology⟩.

[48] SCHOŘOVÁ, M.: *Měření nasycení krve kyslíkem.* Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. Vedoucí bakalářské práce Doc. Ing. Milan Chmelař CSc.

[49] Saturation Curve. *Wikimedia Commons.* [online]. 10. 3. 2014. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hemoglobin_saturation_curve.svg⟩.

[50] Shottkyho dioda. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 17. 12. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Schottkyho_dioda⟩.

[51] Transimpedance amplifier. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 21. 11. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Transimpedance_amplifier⟩.

[52] Transport kyslíku krví. *WikiSkripta.* [online]. 2. 5. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://www.wikiskripta.eu/index.php/Transport_kysl%C3%ADku_krv%C3%AD⟩.

[53] Universal asynchronous receiver/transmitter. *Wikipedia, the free encyclopedia.* [online]. 7. 5. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://en.wikipedia.org/wiki/Universal_asynchronous_receiver/transmitter⟩.

[54] USART. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 30. 11. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/USART⟩.

[55] VÍTKOVÁ, J. Biologie člověka. [online]. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://skolajecna.cz/biologie/Documents/BiologieCloveka.pdf⟩.

[56] Vestavěný systém. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 20. 11. 2015. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Vestav%C4%9Bn%C3%BD_syst%C3%A9m⟩.

[57] Von Neumannova architektura. *Wikipedie, otevřená encyklopedie.* [online]. 12. 1. 2016. [citováno 8. 5. 2016]. Dostupné z: ⟨http://cs.wikipedia.org/wiki/Von_Neumannova_architektura⟩.

A Obsah přiloženého CD

- `bakalarska_prace_2016_libor_stitak.pdf` – text bakalářské práce
- `datasheet_stm32f051r8t6.pdf` – datasheet mikroprocesoru
- `datasheet_ft230xs.pdf` – datasheet USB/USART převodníku
- `firmware_mikroprocesoru` – zdrojové kódy firmware pro mikroprocesor, projekt je spustitelný v programu CoIDE 1.7.8
- `schema_hardwaru` – schéma zapojení a návrh desky plošných spojů laboratorního přípravku, projekt je spustitelný v programu Eagle 7.5.0, chyby uvedené v závěru zde nejsou opraveny
- `ovladaci_aplikace` – zdrojové kódy ovládací aplikace pro PC, projekt je spustitelný v programu Microsoft Visual Studio 2015