



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

# **Počítačem řízený SpO<sub>2</sub> simulátor**

## **Computer controlled SpO<sub>2</sub> simulator**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Vojtěch Drábek

Vedoucí diplomové práce: Ing. Leoš Tejkl

---

**Kladno 2022**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Drábek** Jméno: **Vojtěch** Osobní číslo: **468517**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínské inženýrství**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Počítačem řízený SpO2 simulátor**

Název diplomové práce anglicky:

**Computer controlled SpO2 simulator**

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte HW a SW část počítačem řízeného simulátoru saturace periferní krve kyslíkem, který bude sloužit pro ověřování automatických zpětnovazebních řídicích systémů (SpO2-FiO2). Simulátor musí být kompatibilní s technologiemi SpO2 Nellcor a Masimo, zároveň musí umožnit profilování vývoje SpO2. SW část realizuje v prostředí Matlab. Ověřte funkcionality a přesnost simulované saturace. Celkové řešení ověřte za pomoci připravených scénářů vývoje SpO2 při zařazení do zpětnovazebního řídicího systému s reálným pulzním oxymetrem.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Gilles Chiniara, Clinical Simulation 2nd Edition, ed. 2, Academic Press, 2019, 992 s., ISBN 9780128156575
- [2] Kunal Pal, Heinz-Bernhard Kraatz, Anwasha Khasnobish, Sandip Bag, Indranil Banerjee, Usha Kuruganti, Bioelectronics and Medical Devices From Materials to Devices - Fabrication, Applications and Reliability, ed. 1st Edition, Woodhead Publishing, 2019, 1006 s., ISBN 9780081024201
- [3] Antonio M. Esquinas, MD, PhD, Non-Invasive Ventilation: A Practical Handbook for Understanding the Causes of Treatment Success and Failure, ed. 1, Nova Science Publishers, 2019, 492 s., ISBN 978-1-53615-199-2

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

**Ing. Leoš Tejkl**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **14.02.2022**

Platnost zadání diplomové práce: **22.09.2023**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Počítačem řízený SpO2 simulátor“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně 10.8.2022



.....  
Vojtěch Drábek

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval vedoucímu své diplomové práce Ing. Leoši Tejklovi za jeho vlídný přístup. I přes řadu komplikací během řešení práce mi vždy nabídl možnosti, jak se s daným problémem vypořádat či jak dále postupovat. Dále bych také rád poděkoval dalším vědeckým pracovníkům z fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT, se kterými jsem konzultoval své výstupy či řešil možné příčiny vyskytujících se problémů. Jedná se o Ing. Petra Volfa Ph.D., Ing. Jakuba Ráfla Ph.D., doc. Ing. Petra Kudrnu PhD. a doc. Ing. Martina Rožánka Ph.D. Nakonec bych rád poděkoval svým rodičům a přítelkyni za jejich podporu během mého vysokoškolského studia. Tato práce byla podpořena grantem Studentské grantové soutěže ČVUT č. SGS22/204/OHK4/3T/17.

## **ABSTRAKT**

### **Počítačem řízený SpO<sub>2</sub> simulátor**

Pulzní oxymetrie je hojně využívaná neinvazivní diagnostická metoda, která umožňuje okamžitou a kontinuální monitoraci pacienta. Informace poskytované pulzním oxymetrem se využívají i při plicní ventilaci nejenom v neonatologii, kde slouží ke zpětnovazební regulaci ventilačních parametrů. Byla provedena analýza optických charakteristik vybraných pulzních oxymetrů v časové a spektrální oblasti. Pro potřeby testování a ověřování bylo navrženo a zkonstruováno zařízení umožňující získání parametrů signálů, které řídí diody jednotlivých pulzních oxymetrů. Jedná se zejména o frekvenci blikání, střidu a fázový posun blikání červené a infračervené diody. Následně byl navržen a sestaven simulátor s nastavitelnými parametry saturace periferní krve kyslíkem a tepové frekvence. Simulátor ovládaný mikrokontrolerem Arduino byl ověřen pulzním oxymetrem Masimo a vykazuje průměrnou relativní chybu v hodnotách  $SpO_2$  3,1 % a v hodnotách  $HR$  30,9 %.

### **Klíčová slova**

Pulzní oxymetrie, simulátor, saturace, Arduino, Masimo

## **ABSTRACT**

### **Computer controlled SpO<sub>2</sub> simulator**

Pulse oximetry is a very popular non-invasive diagnostic method for instant and continuous patient monitoring. Information obtained from pulse oximetry is also used as a feedback during a lung ventilation for adjusting ventilation parameters not only in neonatology. An analysis of optical characteristics of chosen pulse oximeters in time and spectral dimension was carried out. For testing and verification purposes a device for measuring pulse oximeters diode signals was designed and constructed. Those parameters are mainly the frequency of blinking of diodes, the duty cycle and the phase shift between red and infrared diode blinking cycles. Afterwards a pulse oximetry simulator which allows to set the value of peripheral blood oxygen saturation and heart rate was designed and constructed. Simulator controlled by Arduino board has been verified by Masimo pulse oximeter and shows average  $SpO_2$  relative error of 3,1 % and average  $HR$  relative error of 30,9 %.

### **Keywords**

Pulse oximetry, simulator, saturation, Arduino, Masimo

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk.....</b>	<b>8</b>
<b>1 Úvod .....</b>	<b>9</b>
1.1 Problematika vývoje simulátoru pulzní oxymetrie .....	14
<b>2 Současná řešení simulátorů.....</b>	<b>15</b>
2.1 Zpětnovazebná řešení plicní ventilace .....	16
<b>3 Cíle práce .....</b>	<b>19</b>
<b>4 Metody .....</b>	<b>20</b>
4.1 Spektrální analýza elektromagnetického záření .....	20
4.2 Spektrální analýza spínání pulzních oxymetrů.....	23
4.3 Pletysmografická křivka a její matematický předpis .....	24
4.4 Návrh hardwarové části simulátoru.....	29
4.5 Návrh softwarové části simulátoru.....	36
<b>5 Výsledky.....</b>	<b>39</b>
5.1 Ověření pulzním oxymetrem Masimo.....	40
5.2 Ověření pulzním oxymetrem Edan.....	43
<b>6 Diskuze.....</b>	<b>46</b>
<b>7 Závěr .....</b>	<b>49</b>
<b>8 Seznam použité literatury .....</b>	<b>50</b>
<b>Příloha A: Použité pulzní oxymetry .....</b>	<b>54</b>
<b>Příloha B: Doplnková měření na vláknovém spektrofotometru .....</b>	<b>56</b>
<b>Příloha C: Seznam přiložených souborů .....</b>	<b>57</b>

# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
<i>HR</i>	bpm	Tepová frekvence (z. angl. Heart Rate)
<i>SpO<sub>2</sub></i>	%	Saturace periferní krve kyslíkem
<i>p<sub>o<sub>2</sub></sub></i>	Pa, mmHg	Parciální tlak kyslíku
<i>p<sub>i</sub></i>	Pa, mmHg	Parciální tlak složky <i>i</i> ve směsi
<i>FiO<sub>2</sub></i>	%	Koncentrace vdechovaného kyslíku
<i>PetCO<sub>2</sub></i>	Pa, mmHg	Parciální tlak vydechovaného oxidu uhličitého
<i>SaO<sub>2</sub></i>	%	Saturace arteriální krve
<i>EtCO<sub>2</sub></i>	Pa, mmHg	Tlak CO <sub>2</sub> v exspiriu

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
Hb	Hemoglobin
HbF	Fetální hemoglobin
HbA	Dospělý hemoglobin
MetHb	Methemoglobin
O <sub>2</sub> Hb	Oxyhemoglobin
HHb	Deoxyhemoglobin
COHb	Karboxylhemoglobin
HW	Hardware
SW	Software
ADC	Analogově číslicový převodník (z angl. analog-to-digital converter)
LED	Elektroluminiscenční dioda (z angl. Light-Emitting diode)
SD	Směrodatná odchylka (z angl. standart deviation)
SSE	Suma odchylek nejmenších čtverců (z angl. (z angl. Sum of squared errors)
R-square	Koeficient determinace
RMSE	Střední kvadratická chyba (z angl. root-mean-square error)
FFT	Rychlá Fourierova transformace (z angl. Fast Fourier transform)



# 1 Úvod

Péče o novorozence prošla v minulém a současném století velmi důležitým vývojem. Dříve byl předčasně narozeným a cynotickým novorozencům (cyanóza se projevuje mimo jiné zmodráním pokožky [pozn. aut.]) podáván čistý kyslík. Lékaři bez možnosti monitorování okysličení pacientovi krve kyslík podávali tak dlouho, dokud nezačal nabývat přirozenější barvy. [1] V současné době je díky moderním technologiím možné zachránit i velmi nezralé novorozence. Příkladem tomu může být Curtis Means, který byl na svět přiveden po 21 týdnech a jednom dnu od početí, což je nejméně ze všech přeživších doposud. Chlapeček byl tři měsíce na plicním ventilátoru a z nemocnice byl propuštěn až po 275 dnech. [2]

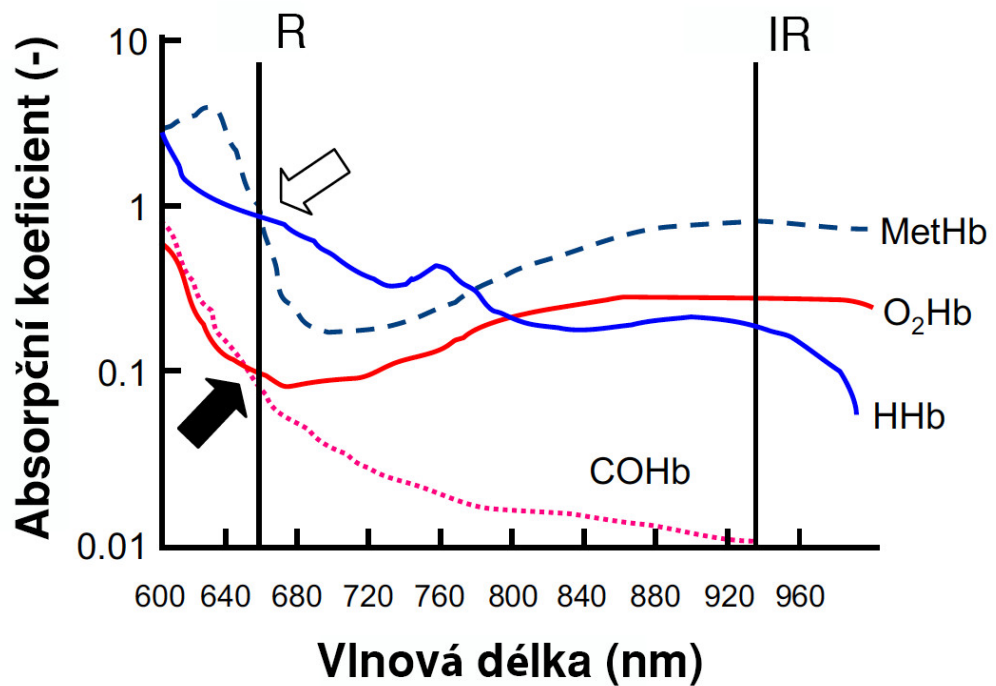
Jednou ze zcela zásadních metod používaných při sledování nejenom novorozeneckých pacientů je pulzní oxymetrie. Pulzní oxymetrie je neinvazivní a kontinuální diagnostická metoda. První aplikace pulzní oxymetrie byla uskutečněna už během druhé světové války, měla však spoustu nedostatků. Kalibrace metody trvala dlouho, stabilní umístění měřicí aparatury bylo problematické a aparatura zahřívala pacientovo ucho natolik, až mohlo docházet k popáleninám. V sedmdesátých letech minulého století společnost Hewlett-Packard vyrobila první pulzní oxymetr, který byl spolehlivý natolik, že začal být využíván širším spektrem zdravotnického personálu, ale až ke konci sedmdesátých let byly v aparatuře použity LED diody a přidán mikroprocesor, který umožnil mnohem lepší zpracování dat a výrazně tak zlepšil přesnost metody. [3]

Fyzikální podstatu pulzní oxymetrie popisuje Beer-Lambertův zákon. Pulzní oxymetrie má mnoho výhod, je to poměrně levná, na prostor nenáročná, kontinuální, netoxická a neinvazivní metoda. Získáváme z ní dvě základní informace o stavu pacienta. Jedná se zejména o hodnotu saturace periferní krve kyslíkem ( $SpO_2$ ) vyjádřenou v procentech a frekvenci srdečních stahů ( $HR$  z angl. Heart Rate) vyjádřenou jako počet stahů za minutu nebo také bpm (z angl. beats per minute). Pulzní oxymetrie má však i svá úskalí. Arteriální krev, jejíž pulzatilní průběh oxymetrie zobrazuje, je jen malou částí dráhy, na které je záření pohlcováno. Tato skutečnost dělá z určované veličiny krevní saturace hodnotu relativně náchylnou na okolní „šum“ (například artefakty pohybu při transportu pacienta či změna okolního osvětlení, která může simulovat pulzaci krve). Další skutečností ovlivňující přesnost měření může být různé ošetření nehtů, například lak. Krevní

saturace měřená oxymetrem je spolehlivým indikátorem prokrvení periférií těla, avšak přítomnost pulzace neznamená nutně zcela správnou srdeční a plicní funkci. Je třeba kombinovat měření pulzním oxymetrem s měřením srdečního výdeje, krevního tlaku a dalších. Dnes jsou však většinou všechny tyto veličiny měřeny kontinuálně a zobrazovány pohromadě pro popsání pacientova okamžitého stavu. [4]

Pulzní oxymetr, zařízení, které se používá pro získání diagnosticky významných informací z pulzujícího průběhu proudění krve, využívá různých optických vlastností tkání lidského těla při průchodu záření s různými vlnovými délkami. Různé tkáně a krevní elementy se totiž ve schopnosti pohlcovat záření různých frekvencí liší. Hemoglobin, látka proteinové struktury, která je schopna na sebe vázat krevní plyny, zajišťuje transport kyslíku řečištěm. Hemoglobin se v lidské krvi vyskytuje ve formě několika derivátů. Odlišují se podle toho, ke kterému krevnímu plynu se váží. Podstatnou skutečností je, že každá z hemoglobinních struktur v krvi má trochu jiný koeficient útlumu záření. Rozdílný koeficient absorpce derivátů hemoglobinu v závislosti na vlnové délce záření zobrazuje graf níže. [5] [6]

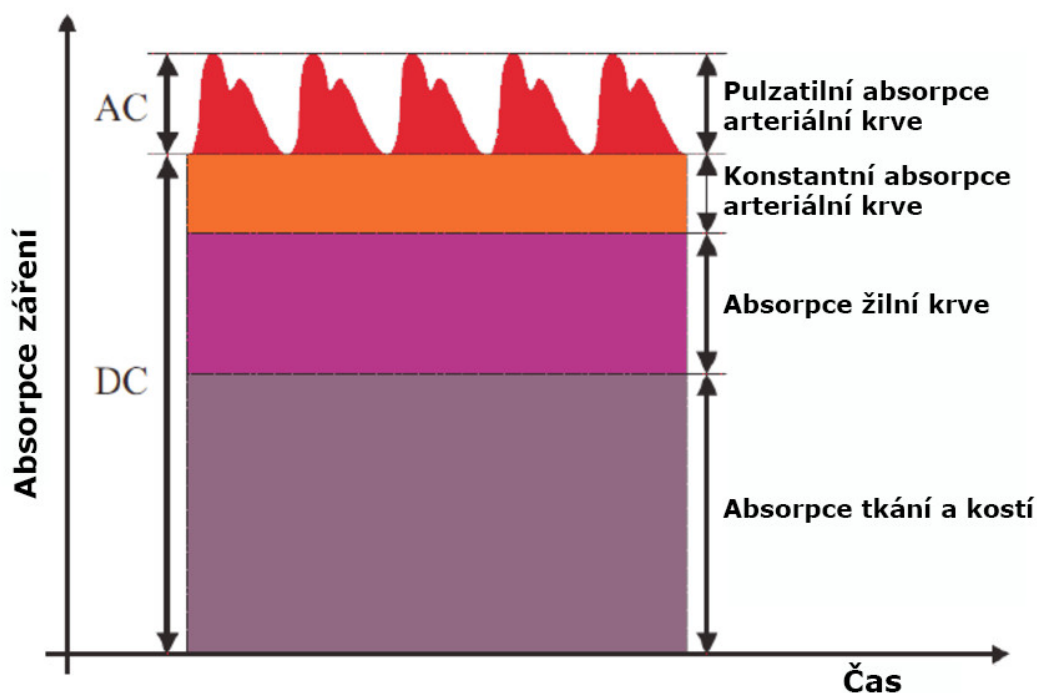
Na obrázku 1.1 je na svislou osu vynesena absorpce záření a na osu vodorovnou vlnová délka záření v nanometrech. Grafem prochází čtyři barevně odlišené křivky reprezentující čtyři nejdůležitější deriváty hemoglobinu. Modrou křivkou je zobrazen deoxyhemoglobin (*HHb*), červenou oxyhemoglobin (*O<sub>2</sub>Hb*), modrou čárkovanou methemoglobin (*MetHb*) a růžovou tečkovanou karboxyhemoglobin (*COHb*). Svislými čarami jsou pak zobrazeny oblasti elektromagnetického spektra, které byly zvoleny pro výpočet parametrů. Je to oblast červeného světla, značena R z angl. Red, s vlnovou délkou přibližně 660 nm a oblast infračerveného záření, označena IR z angl. InfraRed. Vlnové délky IR oblasti se běžně používají kolem 940 nm. [7]



**Obrázek 1.1:** Graf závislosti absorpce derivátů hemoglobinu na vlnové délce. Převzato a upraveno z: [5]

Při průchodu záření pacientovým prstem prochází záření různými tkáněmi. Každá tkáň má koeficient útlumu jiný a některé tkáně tlumí záření v čase konstantně a jiné proměnlivě.

Na obrázku 1.2 jsou naznačeny různé lidské tkáně a na svislou osu je vyneseno jejich koeficient absorpce záření. Pro snazší označení je použita elektrotechnická paralela. V čase konstantní absorpci (tedy v naší analogii stejnosměrnou) budeme označovat DC a pro absorpci v čase proměnnou (analogicky střídavou) označujeme AC.

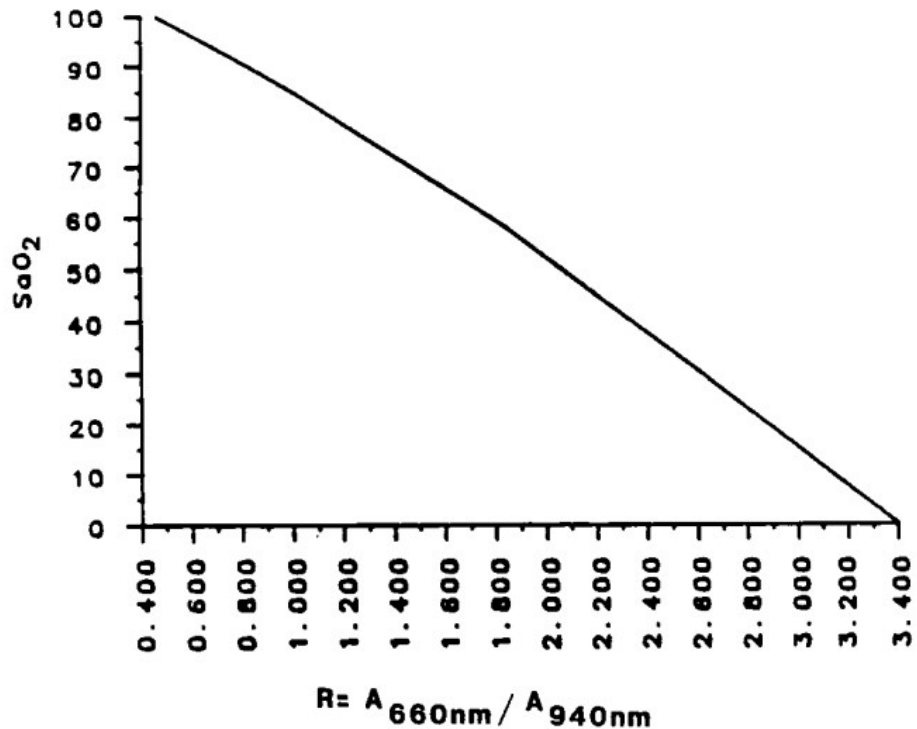


**Obrázek 1.2:** Graf absorpce záření pro různé tkáně. Převzato a upraveno z: [8]

Pulzatilní průběh arteriální krve je pro metodu pulzní oxymetrie zásadní. Jeho v čase proměnný charakter je totiž využíván pro výpočet parametru  $R$ .  $R$  je modulační parametr, který je získán výpočtem za použití absorbancí tkáně při průchodu záření o různé vlnové délce (červené a infračervené záření) a také jejich různé složky (stejnoseměrná a střídavá složka). Veličina  $A$  vyskytující se ve vzorci (1) se nazývá absorbance a je bezrozměrná. [5] [9]

$$R = \frac{A_{red,AC}/A_{red,DC}}{A_{IR,AC}/A_{IR,DC}} \quad (1)$$

Převod hodnoty parametru  $R$  na hodnotu  $SpO_2$  je realizován pomocí převodní křivky, která byla získána empirickým měřením saturace arteriální krve ( $SaO_2$ ) zdravých jedinců.



**Obrázek 1.3:** Převodní křivka mezi parametrem  $R$  a hodnotou  $SaO_2$ . [9]

V neonatologické péči je situace o poznání jiná, protože novorozenci mají v krvi ještě jiný derivát hemoglobinu, hemoglobin fetální (*HbF*). Fetální hemoglobin má silnější afinitu ke kyslíku, jeho zastoupení v krvi tedy výrazně ovlivňuje volbu ventilační parametrů při léčbě. Při stárnutí jedinci odumírají buňky fetálního hemoglobinu a nové už se netvoří, tvoří se pouze hemoglobin dospělý. S rostoucím věkem (a i s měnícím se gestačním stářím, když porovnáváme mezi jedinci) se tedy mění tvar disociační křivky a je výhodné s takovými informacemi při plicní ventilaci počítat. [10]

Ventilační péče v neonatologii však skýtá mnohem více úskalí. Novorozenci jsou velmi citliví na prudké výkyvy hodnoty saturace. U předčasně narozených jedinců může docházet k hypoxémickým stavům, kdy je krev novorozence nedostatečně okysličená kyslíkem. Mohou mít vícero příčin, např. hypoventilací či respiračními pauzami, které jsou nejčastěji způsobeny nedovyvinutými řídicími centry v mozku, centrálním nervovým systémem a dýchací soustavou. [11] [11]

Další důležitou skutečností, na kterou je třeba při plicní ventilaci brát zřetel, je riziko poškození zraku novorozenců. Retinopatická onemocnění mohou být způsobena nešetrnou plicní ventilací. Retinopatickým vadám se však dá předejít spolehlivým monitorováním  $SpO_2$ . Je zásadní neposkytovat novorozencům

ventilační směs příliš bohatou na kyslík, což se projevuje dosažením úrovně saturace limitně vysokých hodnot. Je proto nutné stanovit úroveň saturace jako interval, který musí mít pevně určenou spodní i vrchní hranici. [12] [13]

## 1.1 Problematika vývoje simulátoru pulzní oxymetrie

Pro zkvalitnění poskytované zdravotní péče, školení lékařských i nelékařských zdravotních profesionálů i pro potřeby vývoje a výzkumu nových metod a postupů se hojně používá techniky simulace. Simulováním nahrazujeme reálné skutečnosti. Simulace umožňuje testovat scénáře, které by normálně mohly pacienta ohrozit. [14]

Při vývoji simulátoru pulzní oxymetrie je důležité se zamyslet, pro který konkrétní pulzní oxymetr bude simulátor využíván. Jednotliví výrobci totiž používají různé typy optoelektrických součástí a může se stát, že vzájemně nebudou kompatibilní. Jednotlivé rozdíly vybraných pulzních oxymetrů budou řešeny později v rámci této práce.

Při návrhu pulzního oxymetru a zejména pak při konstrukci simulátoru pulzní oxymetrie je důležité detailně analyzovat charakter spínání diod. Pulzní oxymetry využívají LED diody v režimu blikání. Jednotliví výrobci však údaje o frekvenci, vzájemném fázovém posunu či střídě používaných signálů nezveřejňují, jedná se zřejmě o výrobní tajemství. Odborná literatura uvádí, že používané frekvence se pohybují v intervalu od 50 Hz do nižších jednotek kHz. Standardně se však používají frekvence kolem 480 Hz. Taková frekvence je dostatečně vysoká na to, aby plně zajistila zmapování dějů pulzní oxymetrie, kde je frekvence pulzní křivky v rámci jednotek Hz. Je to však frekvence dostatečně nízká na to, aby jednotlivé LED zvládli efektivně přejít ze zhasnutého stavu do stavu rozsvíceného. Tento přechod trvá moderním LED diodám nízké stovky nanosekund, což znamená, že se spínají s frekvencí v jednotkách MHz. [15] [16] [17]

## 2 Současná řešení simulátorů

Pulzní oxymetry se dříve ověřovaly monitorací zdravých jedinců, u kterých se nechala krevní saturace poklesnout až k hodnotě kolem 70 % a poté se porovnávaly hodnoty z pulzního oxymetru a z referenčního CO oxymetru. To bylo však velice nákladné, časově náročné a celkově neefektivní. Proto byly vytvořeny simulátory pulzní oxymetrie. Simulátory se dělí do tří kategorií. První jsou modely prstů, druhou jsou modely krevních oběhů a třetí simulátory pouze elektrické. Pro modelování krevních oběhů je třeba krvi podobná tekutina, tudíž je řešení velmi složité a nákladné. Elektrické simulátory jsou zase nepraktické z důvodu jejich prvotní kalibrace pomocí ověřených look-up tabulek a jejich náchylností na rušení elektrického charakteru. Simulátory realizované jako modely prstů se tedy jeví jako nejvhodnější. [18]

S ověřením spolehlivosti a přesnosti nejenom pulzních oxymetrů nám může pomoci i několik společností v komerční sféře. Jedním ze zástupců je americká společnost Fluke Biomedical (Fluke Biomedical, Everett, Washington, USA). V přístrojovém portfoliu mají i produktovou řadu simulátorů patientských monitorů. Zejména přístroj ProSim SPOT Light SpO2 Pulse Oximeter Tester se svojí aplikací blíží funkcemi zamýšlenými pro simulátor vyvíjený v rámci této práce. Je schopen mimo jiné simulovat krevní saturaci v rozmezí od 80 do 100 %, srdeční frekvenci od 30 až po 245 tepů za minutu a má nastavitelnou perfuzi. [19]



**Obrázek 2.1:** Simulátor ProSim SPOT Light SpO<sub>2</sub> Pulse Oximeter Tester (Fluke Biomedical). [20]

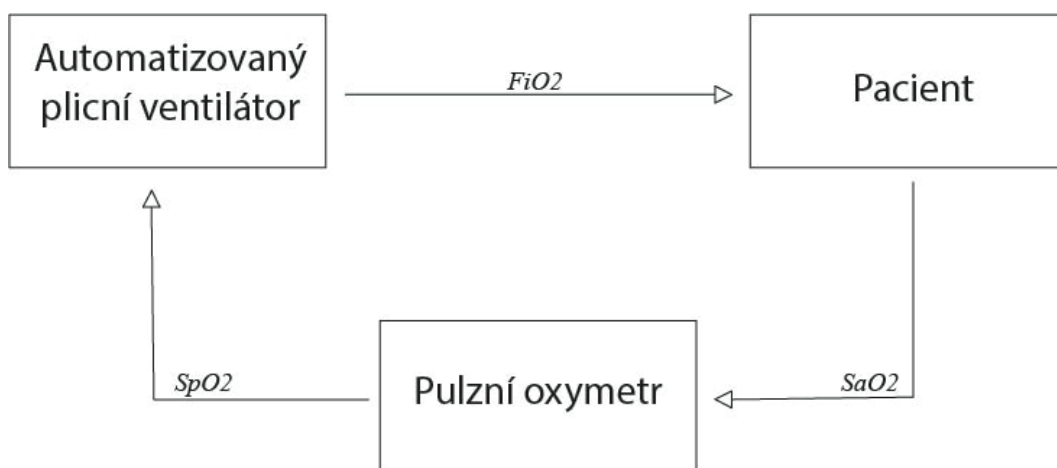
Jednou velmi důležitou funkcionalitou však přístroj ProSim SPOT nedisponuje. Jedná se o generaci reálného signálu. Reálný signál je důležitý pro správné testování zpětnovazebných systémů, které řídí celkovou plicní ventilaci. V neonatologii to může být například signál, ve kterém se vyskytují respirační pauzy typické pro nezralé novorozence. [21]

## 2.1 Zpětnovazebná řešení plicní ventilace

Úprava ventilačních parametrů ještě stále často probíhá manuálně. V případě vychýlení sledované hodnoty  $SpO_2$  z nastavené meze patientský monitor upozorní zdravotnický personál a ten posléze změní jeden z řídicích parametrů ventilace,

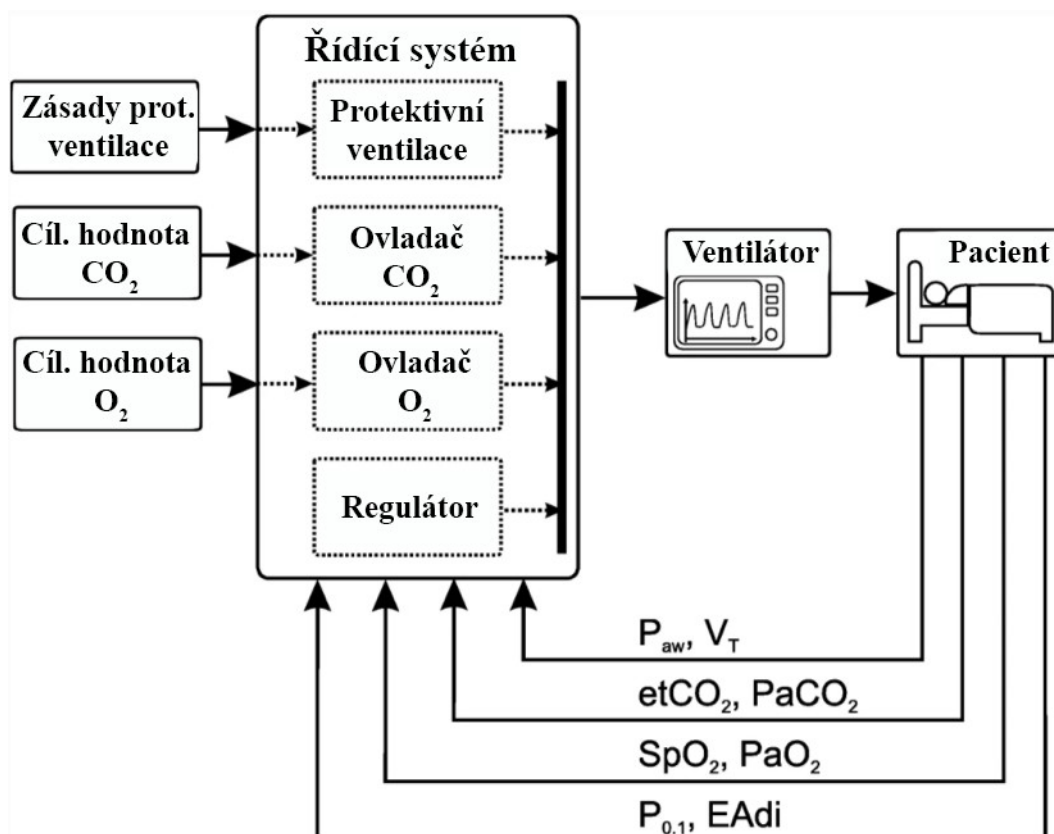


nejčastěji jde o parametr  $FiO_2$ , což je frakce kyslíku ve ventilační směsi. V medicíně i v dalších oborech je ale čím dál větší snaha o automatizaci. Automatizace ušetří práci lékařům a zefektivní úkony, které nevyžadují neustálou pozornost lékaře či dalšího zdravotnického personálu. Automatizovaná plicní ventilace statisticky výrazně snižuje dobu, kdy se pacient nachází mimo interval nastavené hodnoty  $SpO_2$ . Zjednodušené schéma principu automatizovaných systému je znázorněno na obrázku níže. [22]



**Obrázek 2.2:** Schéma principu automatizovaného plicního ventilátoru. Upraveno a převzato z: [23]

Plicní ventilaci můžeme automatizovat z důvodu spolehlivé informace ze zpětnovazební větve systému. Ve zjednodušeném případě zobrazeném na obrázku 1.3 se jedná o hodnotu saturace periferní krve kyslíkem, která poté ovlivňuje nastavení frakce kyslíku ve ventilační směsi. V dnešní době je však možné tento přístup obohatit o mnoho dalších vlivů a parametrů, které jsou už buď sledovány patientským monitorem nebo jsou významné pro konkrétní případ pacienta. Zpětnovazební způsob řízení průběhu plicní ventilace tedy může mít mnohem více parametrů, které zpětně ovlivňují průběh ventilace. Reálně tedy schéma ventilace může vypadat i následovně: [24]



**Obrázek 2.3:** Ukázka plně automatizované plicní ventilace. [24]

Jelikož je na trhu zpětnovazebních systémů pro plicní ventilaci již poměrně dost řešení, je nezbytné je nějakým objektivním způsobem porovnat. Velmi důležitým vztahem při porovnávání zpětnovazebních systémů ve ventilační péči je především vztah mezi  $SpO_2$  a  $FiO_2$ . Důkladná analýza již existujících zpětnovazebních systémů různých výrobců zdravotnické techniky a jejich vzájemné porovnání může lékaře a ostatní zdravotnické profesionály přesvědčit o jejich důležitosti a také umožnit jasné a objektivní porovnání existujících systémů. Důraz by měl být kladen mimo jiné na sledování hodnoty  $SpO_2$  jako nezávisle proměnné veličiny a hodnoty  $FiO_2$  jako veličiny závisle proměnné. Hodnota  $FiO_2$  v závislosti na hodnotě  $SpO_2$  tedy poskytuje informace o spolehlivosti, efektivitě, rychlosti a kvalitě zpětnovazebních systémů vypořádat se s nejrůznějšími scénáři. Právě pro vytvoření scénáře, který umožní různé zpětnovazební systémy porovnávat je potřeba vyvinout zařízení, které umožní testovat i nestandardní průběhy a změny veličiny  $SpO_2$ . [25]

### 3 Cíle práce

Cílem této práce bylo navrhnout a sestavit simulátor pulzní oxymetrie. Dílčím cílem, který vyvstal při práci na návrhu simulátoru, byla analýza optických signálů vybraných pulzních oxymetrů a návrh zařízení, které bude takovou analýzu umožňovat. Dalším cílem bylo umožnění nastavitelnosti  $SpO_2$  a  $HR$  a následné zhodnocení přesnosti simulace.

## 4 Metody

Simulátor pulzní oxymetrie byl navržen s několika záměry. Byly to zejména nastavitelnost hodnoty krevní saturace kyslíkem a hodnoty tepové frekvence a kompatibilita s pulzními oxymetry Masimo. Před samotným návrhem a konstrukcí simulátoru bylo nutno provést několik úkonů, aby navržené řešení mělo široké možnosti použití. Nejprve se jednalo o provedení spektrální analýzy záření jednotlivých pulzních oxymetrů a jednorázových senzorů pulzní oxymetrie pomocí spektrofotometru. Následovala analýza jednotlivých záření v časové oblasti pomocí fotodiody jednorázového senzoru a programovacího prostředí MATLAB. Pro následnou simulaci bylo potřeba získat matematický předpis pletysmografické křivky, což bylo realizováno pomocí Curve Fitting Toolboxu MATLABu.

Po provedených analýzách byly zvoleny vhodné hardwarové komponenty a z nich sestrojen prototyp simulátoru. Následně byl vyvinut ovládací software pomocí nástrojů Arduino IDE a Simulink. Po zkonstruování simulátoru byla ověřena přesnost simulovaných parametrů dvěma různými pulzními oxymetry.

### 4.1 Spektrální analýza elektromagnetického záření

Pro správnou funkčnost navrženého simulátoru i zařízení, které umožňuje analýzu vysílaných optických signálů oxymetrů, bylo nutné ověřit spektrální vlastnosti používaných přístrojů a senzorů.

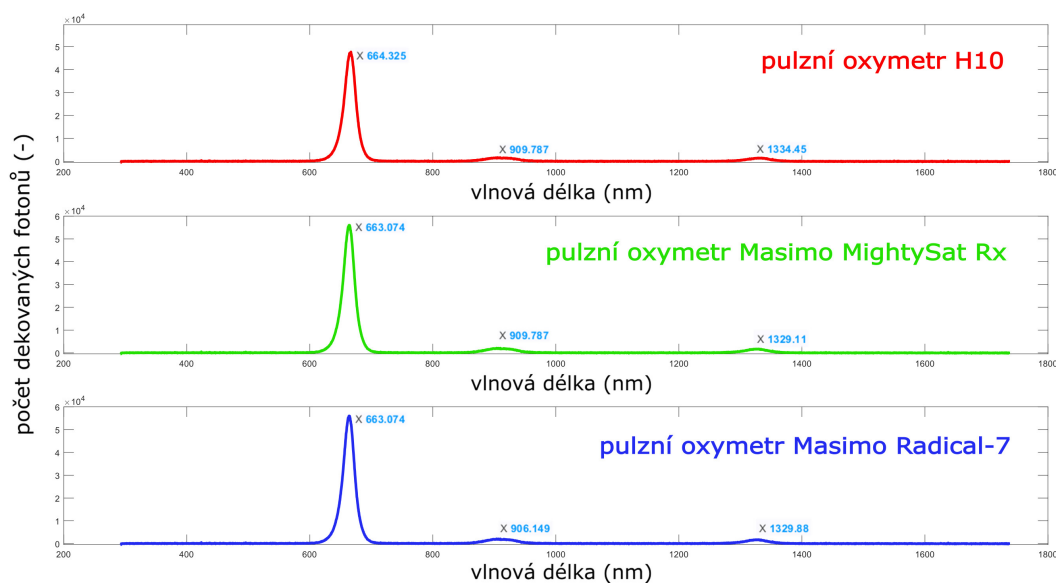
Spektrální analýza je velmi účinný nástroj. V kontextu této práce je třeba odlišit spektrální analýzu elektromagnetických záření, která bude prezentována především jako intenzita závislá na délce vlny v nanometrech a spektrální analýzu digitální, která bude prezentována především jako normalizovaná intenzita amplitudy závislá na frekvenci v hertzech. Digitální spektrální analýza může být využita například k oddělení jednotlivých složek a artefaktů v měřeném signálu. Rozdělení složek signálu podle jejich frekvence může odhalit DC složky (pohlčení záření nejenom kostními tkáněmi), složky s nízkou frekvencí (artefakt způsobený dechovým pohybem), AC složky užitečného signálu (pohlčování záření hemoglobinnými strukturami) či složky s vysokou frekvencí (například rušení síťového brumu). [26]

Pro správnou funkci HW prototypu simulátoru je zásadní, aby simulátor i oxymetr, který ověřuje přesnost simulátoru, pracovali ve stejných intervalech spektra elektromagnetického záření. Bylo proto provedeno měření na vláknovém spektrometru USB4000 od společnosti Ocean Insight (Ocean Insight, Ostfildern, Německo).



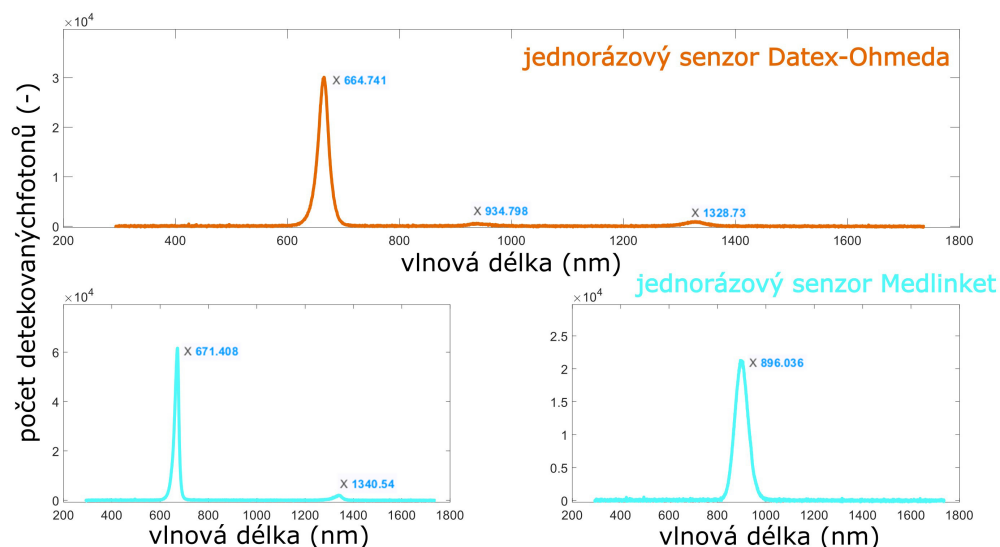
**Obrázek 4.1:** Vláknový spektrometr USB4000. (Ocean Insight) [27]

Po provedeném měření byl zobrazen počet detekovaných fotonů v závislosti na vlnové délce. Dominantní složkou je pásmo červeného světla ve viditelném spektru záření. Dále je také vidět pásmo odpovídající infračervenému záření, které má výrazně nižší amplitudu než pásmo červeného světla. Třetí nenulové pásmo grafu je dvojnásobná harmonická frekvence červené složky záření. Zajímavým zjištěním je řádově vyšší amplituda červené než infračervené složky a také fakt, že všechny tři analyzované pulzní oxymetry mají téměř identické spektrální vlastnosti. Nakonec je nutné zmínit, že absolutní hodnoty četnosti fotonů nemohou být mezi jednotlivými oxymetry porovnávány. Během měření mohlo dojít k drobnému posunu měřicí sondy od diody oxymetru, což mohlo způsobit rozdíl v naměřených hodnotách. Poměr mezi amplitudou červené a infračervené složky je však vypovídající.



**Obrázek 4.2:** Dominantní části spekter tří vybraných pulzních oxymetrů. Vytvořeno v programu MATLAB a upraveno v programu Inkscape.

Obdobné měření bylo provedeno i pro jednorázové senzory pulzní oxymetrie. Na obrázku níže je zobrazen počet detekovaných fotonů v závislosti na vlnové délce záření. Byly analyzovány dva používané jednorázové senzory. Vzhledem k elektrickému zapojení diod umístěných na senzoru MedLinket (MedLinket, Shenzen, Čína) není možné napájet obě diody zároveň. Vzhledem k této skutečnosti byly zaznamenány zvláště hodnoty pro červenou a pro infračervenou diodu. Absolutní počet detekovaných fotonů není možné porovnávat, velmi totiž záleží na umístění sondy spektrofotometru, zejména na její vzdálenosti od diody. Měřením bylo pouze potvrzeno, že jednorázové senzory vybraných výrobců pracují ve stejných pásmech spektra elektromagnetického záření a lze je tak použít k buzení fotodiody vybraných pulzních oxymetrů.

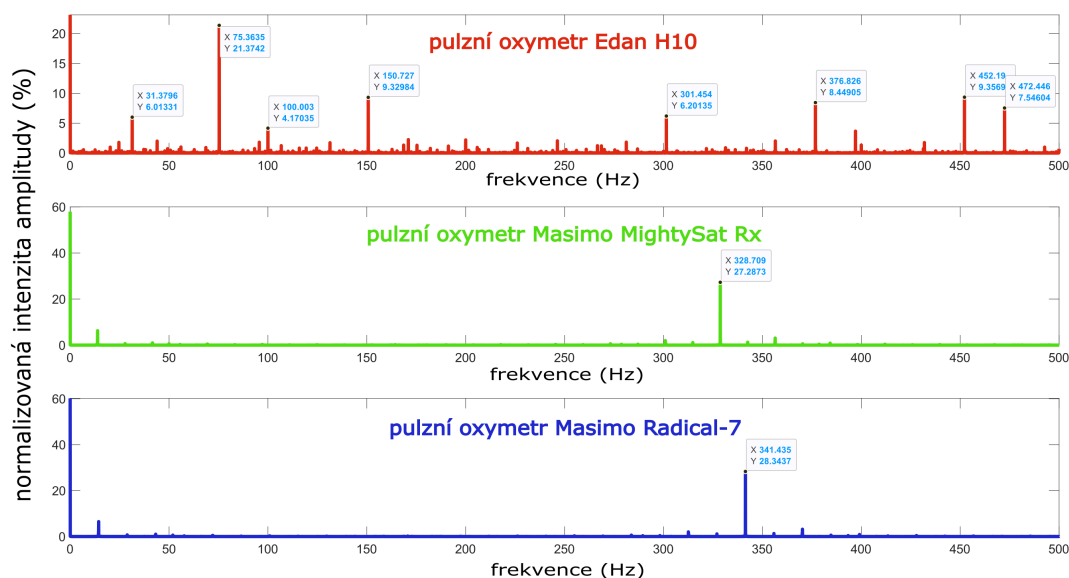


**Obrázek 4.3:** Dominantní části spekter dvou používaných jednorázových senzorů. Vytvořeno v programu MATLAB a upraveno v programu Inkscape.

## 4.2 Spektrální analýza spínání pulzních oxymetrů

Údaje o parametrech blikání diod pulzních oxymetrů dostupných v odborné literatuře se výrazně liší a pro potřeby tohoto projektu bylo třeba jednotlivé frekvence změřit. Měření bylo provedeno pomocí fotodiody z jednorázového senzoru pro měření  $SpO_2$  od výrobce MedLinket.

Fotodioda senzoru převede intenzitu dopadajícího záření na elektrický proud, který byl poté digitalizován a načítán do proměnné v MATLABu (R2021b, MathWorks, Natick, Massachusetts, USA), kde byl následně spektrálně analyzován pomocí algoritmu rychlé Fourierovy transformace (FFT).



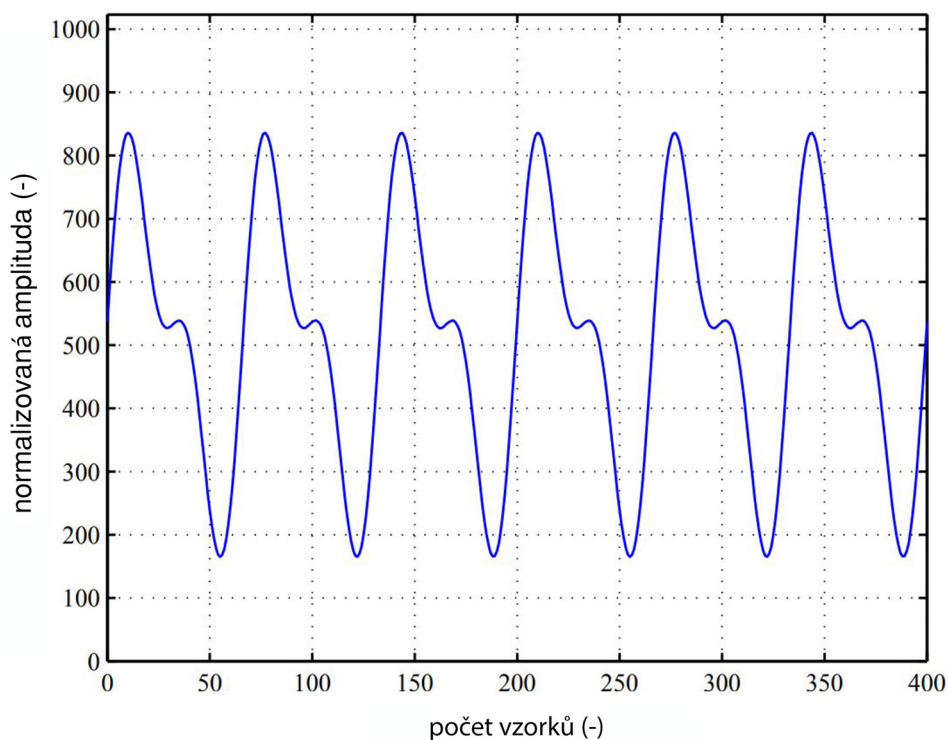
**Obrázek 4.4:** Spektrální analýza frekvence blikání LED vybraných pulzních oxymetrů. Vytvořeno v programu MATLAB, upraveno v programu Inkscape.

Záznam byl pořízen fotodiodou z jednorázového senzoru Medlinket a následně byl digitálně upraven.

### 4.3 Pletysmografická křivka a její matematický předpis

Pro potřeby softwarového modelu bylo potřeba získat předpis pletysmografické křivky. Průběh křivky v čase byl navzorkován pomocí webového programu WebPlotDigitizer. [28]

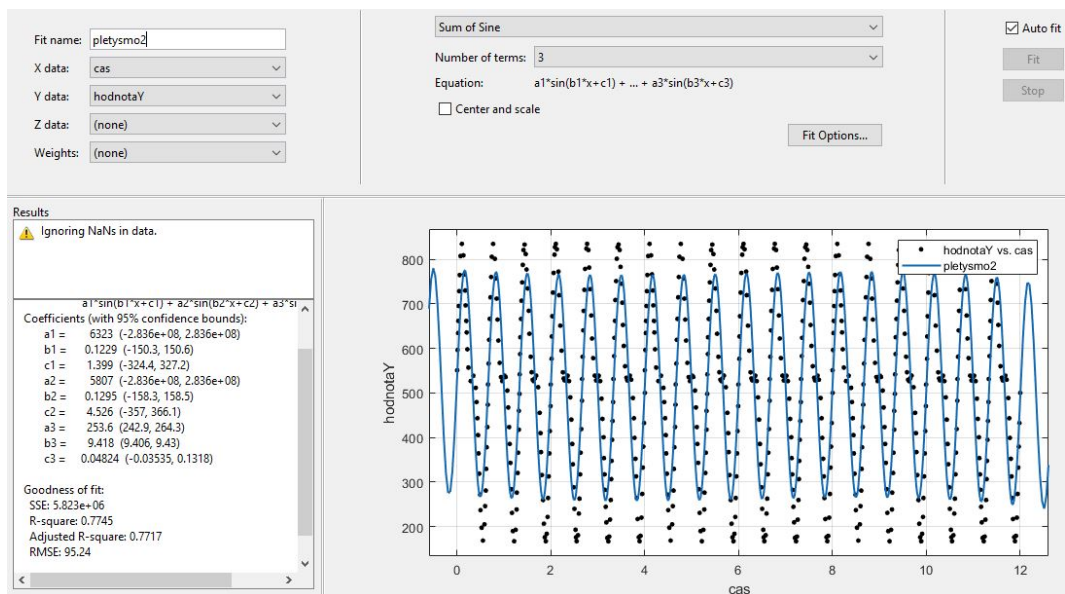




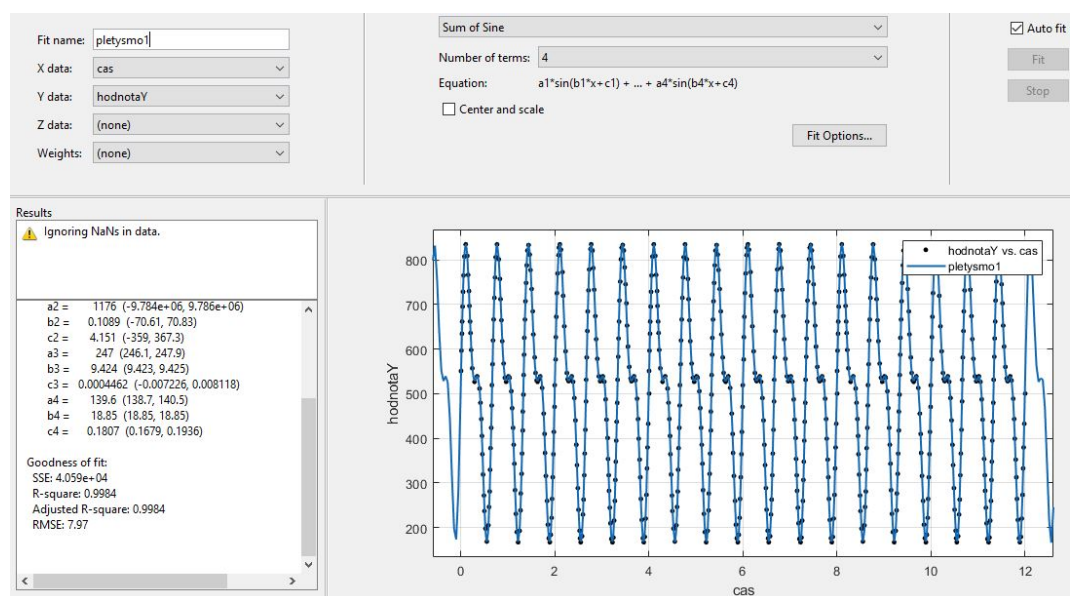
**Obrázek 4.5:** Zdroj dat pro matematický předpis křivky. Převzato z: [29] a upraveno v programu Inkscape.

Amplituda na svislé ose byla normalizována do rozmezí 0-1024, které odpovídá desetibitovému analogově digitálnímu převodníku (neboli ADC z angl. analog to digital convertor) a počet vzorků na ose vodorovné byl vzorkován frekvencí 100 Hz, každých sto vzorků na vodorovné ose tedy odpovídá jedné sekundě.

Navzorkovaná data byla vložena jako dva samostatné vektory do MATLABu, kde bylo v toolboxu Curve fitting testováno nejvhodnější proložení dat křivkou. Curve Fitting nabízí proložení dat mnoha různými typy křivek. Nejběžněji používanými je například proložení lineární, exponenciální nebo polynomičkou křivkou nebo proložení sinusovými funkcemi [v MATLABu označené jako Sum of sine – pozn. autora]. Curve fitting vyhodnocuje několik statistický údajů, jak moc je daný předpis pro vložená data vhodný. Pro účely této práce pro nás budou důležité především dva parametry. *SSE* (z anglického sum of squares due to error neboli suma odchylek nejmenších čtverců) je parametr určující, jak moc přesně byla aplikována metoda nejmenších čtverců a ideálně je co nejnižší a *R-square* je koeficient determinace a je to parametr vypovídající o rozptylu dat a čím je blíže hodnotě 1, tím je fit přesnější.



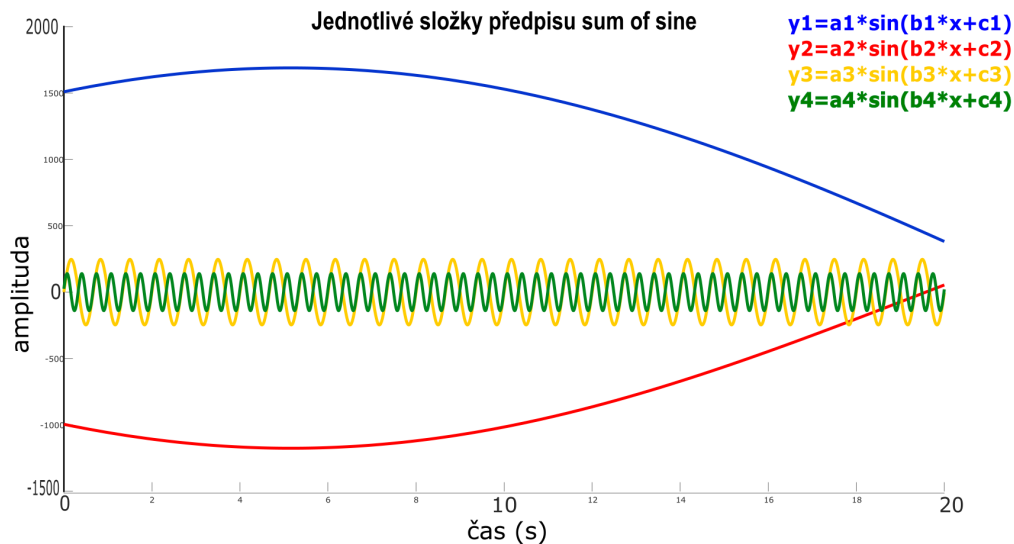
Obrázek 4.6: Fit dat s použitím Sum of sine 3 funkcí.



Obrázek 4.7: Fit dat s použitím Sum of sine 4 funkcí.

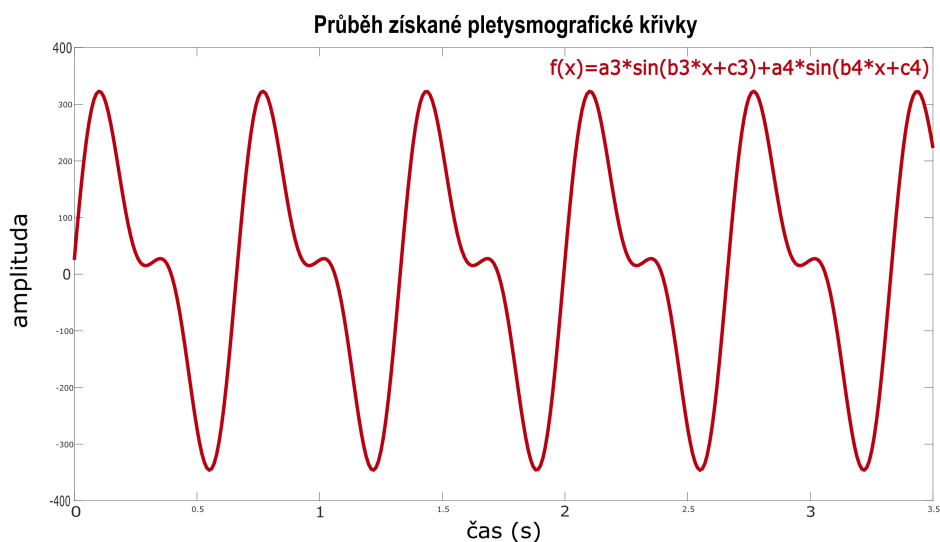
Je zjevné, že průběh pletysmografické křivky bude nejbližší charakteru sčítaných sinusových funkcí Sum of sine. Pozoruhodné však je, že diktotický zářez, který je typický pro lidskou pletysmografickou křivku, je na výsledné funkci vidět až při použití 4 funkcí sinus s celkově 12 parametry.

Předpis, který byl získán z toolboxu Curve fitting, je složen ze čtyř různých goniometrických funkcí sinus a celkově má tedy 12 parametrů. Po úvaze nad původem takové složitosti signálu byl celkový signál znovu rozložen na čtyři jednotlivé funkce sinus a zobrazen.



**Obrázek 4.8:** Rozklad jednotlivých sinusových křivek z Curve fitting toolboxu. Vytvořeno v programu MATLAB, upraveno v programu Inkscape.

Na obrázku 4.8 je patrné, že nosná informace pletysmografické křivky je uchována ve dvou nejrychleji kmitajících křivkách. Jedná se o funkce  $y3$  a  $y4$  (na obrázku jsou 4.8 zobrazeny žlutě a zeleně). Funkce  $y1$  a  $y2$  bude tedy považována za nepřesnost, která byla získána při vzorkování bodů pro analýzu pletysmografické křivky v toolboxu Curve fitting. Tuto hypotézu potvrzuje i zpětné zobrazení aproximovaných křivek. Zobrazíme-li všechny funkce  $y1$  až  $y4$ , v delším časovém horizontu se projeví nepřesnost a signál začne kmitat s velmi nízkou frekvencí a vysokou amplitudou. Zobrazíme-li pouze funkce  $y3$  a  $y4$ , signál je stabilní a ani v delším časovém horizontu nekonverguje.



**Obrázek 4.9:** Zobrazení průběhu plethysmografické křivky. Vytvořeno v programu MATLAB, upraveno v programu Inkscape.

Navzorkovaná data průběhu plethysmografické křivky byla analyzována a zpracovávána v Curve fitting toolboxu MATLABu. Pro získaná data byla použita metoda nejmenších čtverců a byl zvolen typ aproximování pomocí goniometrických funkcí. Po analýze a úpravě signálu byl získán následující předpis:

$$f(x) = a_3 \cdot \sin(b_3 \cdot x + c_3) + a_4 \cdot \sin(b_4 \cdot x + c_4) \quad (2)$$

**Tabulka 4.1:** Hodnoty parametrů popisujících plethysmografickou křivku včetně 95% intervalu spolehlivosti

Koeficient	Hodnota	95% interval spolehlivosti
a3	247	(246,1;247,9)
b3	9,424	(9,423;9,425)
c3	0,0004462	(-0,0072;0,0081)
a4	139,6	(138,7;140,5)
b4	18,85	(18,847;18,853)
c4	0,1807	(0,1679;0,1936)

MATLAB po provedení analýzy dat vyhodnocuje i řadu statistických údajů. Mezi nejdůležitější údaje při použití metody patří hodnota SSE (z anglického sum of squared estimate of errors) neboli reziduální součet čtverců, hodnota koeficientu

determinance (označována také jako R-kvadrát) nebo hodnota RMSE (z anglického root-mean-square error), což je v překladu střední kvadratická chyba.

**Tabulka 4.2:** Statistické vyhodnocení vytvoření předpisu pletysmografické křivky

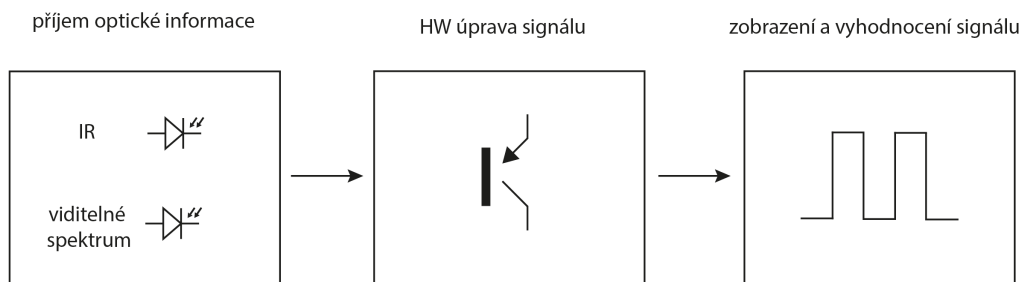
Statistický údaj	Hodnota
SSE (reziduální součet čtverců)	0,0004059
R-kvadrát	0.9984
RMSE	7,97

Hodnota SSE by byla v ideálním případě nula, získaná hodnota v řádu desetitisícin je ověřením vysoké přesnosti zvolené metody. To samé vypovídá i hodnota R-kvadrátu, ta nabývá od nuly do jedné, čím blíže jedné, tím je metoda přesnější. Střední kvadratická chyba je také ukazatelem správného zvolení metody, i její hodnota je v mezích tolerance.

## 4.4 Návrh hardwarové části simulátoru

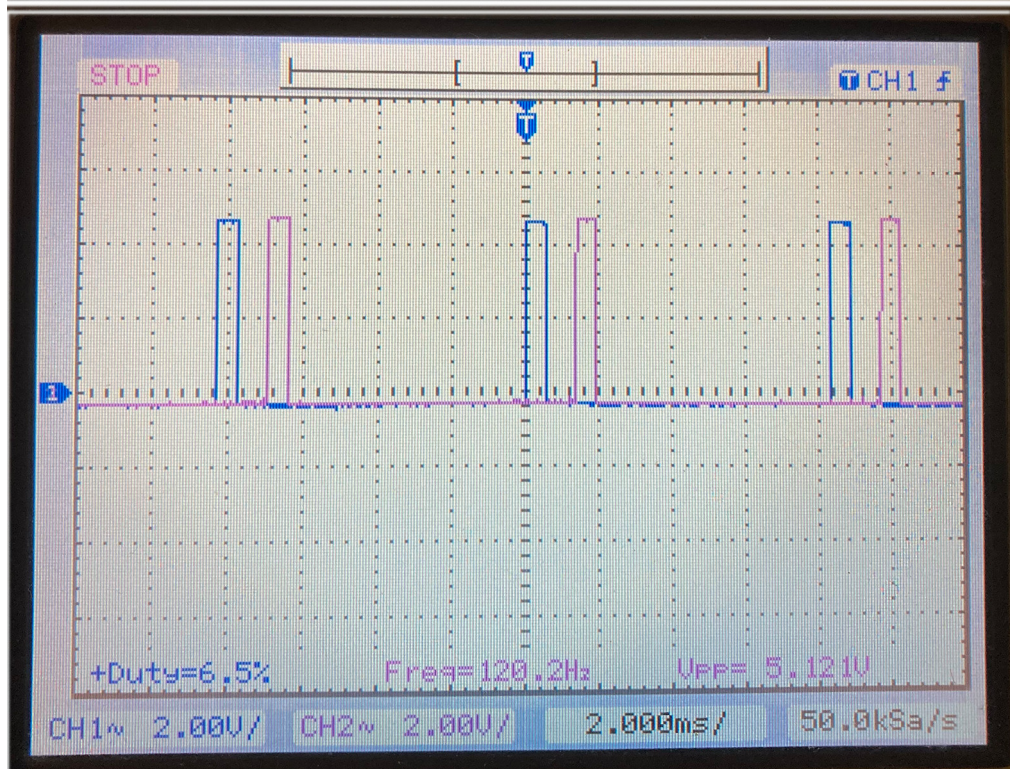
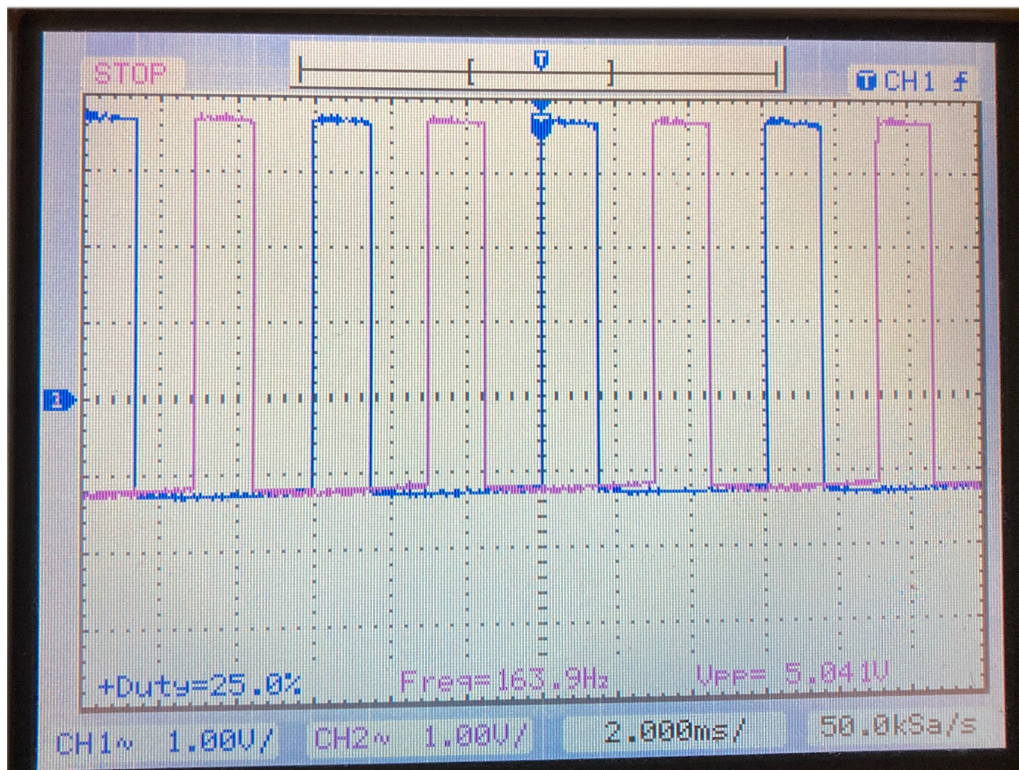
Samotný simulátor pulzní oxymetrie je realizován ve dvou krocích. Prvním krokem je analýza pulzního oxymetru, který bude ověřovat simulovaný průběh. Její princip je naznačen blokovým schématem na obrázku 3.1. Po analýze používaného pulzního oxymetru se do SW části simulátoru vloží parametry, které daný oxymetr používá a nastaví se požadovaná hodnota  $SpO_2$  a  $HR$ .

Na obrázku 4.10 je naznačen způsob realizace zařízení, které vyhodnocuje parametry, které jsou esenciální pro správnou funkci simulátoru ověřovaného konkrétním pulzním oxymetrem. Každý výrobce pulzních oxymetrů totiž parametry řídicích signálů volí trochu jinak. Mezi nejdůležitější ze zmíněných parametrů patří frekvence blikání jednotlivých LED diod, část periody, po kterou je dioda rozsvícena a také fázový posun signálů, které jednotlivé diody spínají.



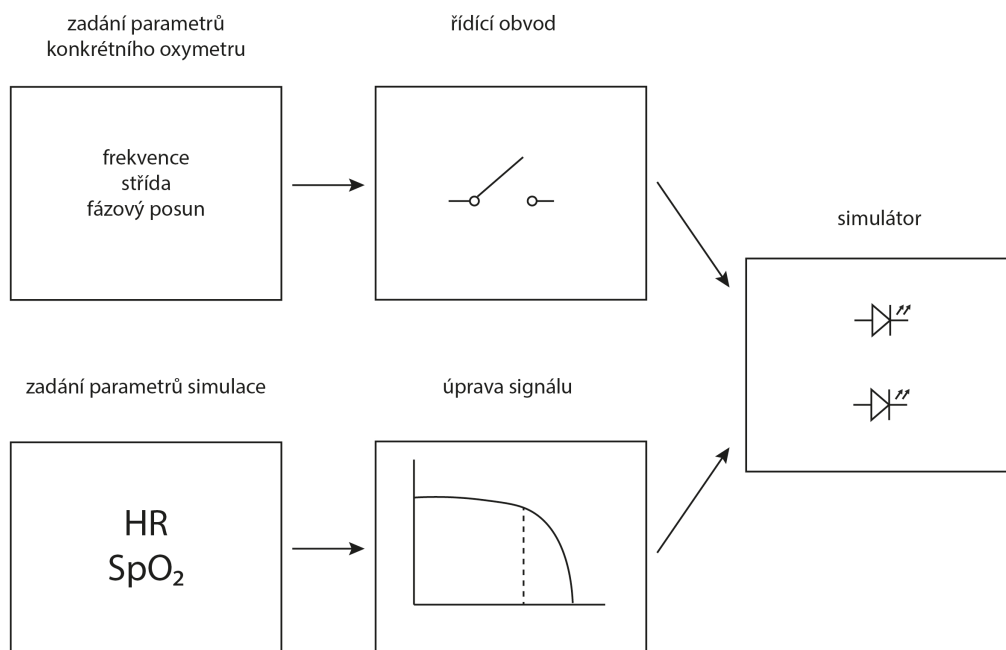
**Obrázek 4.10:** Blokové schéma zařízení analyzujícího svět pulzního oxymetru. Vytvořeno v aplikaci Adobe Illustrator.

Vyvinuté zařízení se umístí do klipsu pulzního oxymetru a na příslušná označená místa se připojí sondy osciloskopu pro zobrazení přijatých a upravených signálů. Analyzovaný signál diod konkrétního pulzního oxymetru získaný pomocí navrženého zařízení pak vypadá následovně.



**Obrázek 4.11:** Ukázka signálů spínajících diody pulzního oxymetru Masimo Radical-7 (nahore) a Edam H10 (dole). Signál byl zaznamenán a upraven pomocí vyvinutého zařízení.

Po změření zejména frekvence a střídy signálu na osciloskopu můžeme přistoupit k samotnému simulátoru, jehož princip je znázorněn na následujícím blokovém schématu. Simulátor tedy využívá získaných parametrů pro vhodné řízení blikání diod. Získaný signál je přiveden na bázi tranzistoru, kde umožňuje spínání vhodné pro daný pulzní oxymetr. Samotný spínaný signál se sinusovým průběhem je tvořen pulzně šířkovou modulací digitálního výstupu Arduina.



**Obrázek 4.12:** Blokové schéma simulátoru. Vytvořeno v aplikaci Adobe Illustrator.

Hardwarová část simulátoru je řízena deskou Arduino Mega (Arduino, Somerville, MA, USA). Tento jednočipový počítač byl vybrán zejména pro své kompaktní rozměry, dostatečnou výpočetní rychlost a vyšší vnitřní paměť v kombinaci s dostatečným počtem vhodných vstupních i výstupních pinů. Digitální výstupní piny Arduina jsou schopny poskytovat pouze maximální napěťovou hodnotu desky, což je 5 V stejnosměrného napětí, anebo nulové napětí. Většina modelů desek Arduino má i 3,3 V port, který však není programovatelný a slouží pouze pro napájení. Některé výstupní digitální piny Arduina umožňují programovatelnost pomocí PWM. PWM je pulzně šířková modulace (anglicky Pulse Width Modulation). Jedná se o modulaci signálu řízenou střídou. Střída je parametr, který určuje, jaký poměr z celkové periody má signál nenulovou hodnotu. Pomocí PWM pinů lze tedy měnit výstupní výkon na konkrétním pinu a simulovat tak stejnosměrné napětí v intervalu od 0 až do 5 V.



Pro realizaci hardwarové části simulátoru byly využívány jednorázové senzory pro měření pulzní oxymetrie. Konkrétně byly zvoleny senzory společnosti MedLinked (MedLinket, Shenzen, Čína) a Datex-Ohmeda (Datex-Ohmeda Inc., Wauwatosa, WI, USA), která je součástí GE (GE Healthcare, Chicago, Illinois, USA).

Zapojení obou sensorů je odlišné. Sensor od Datex-Ohmeda má pět vodičů, společnou anodu obou diod, zvlášť katodu červené a infračervené diody a dva vodiče fotodiody. Sensor MedLinket má čtyři vodiče. Dvěma vodiči je napájena dioda. Antiparalelním způsobem je zapojená dioda červená a infračervená. Další dva vodiče slouží pro zapojení fotodiody. Z důvodu vhodnějšího elektrického zapojení senzoru byl pro návrh simulátoru využit sensor MedLinket.

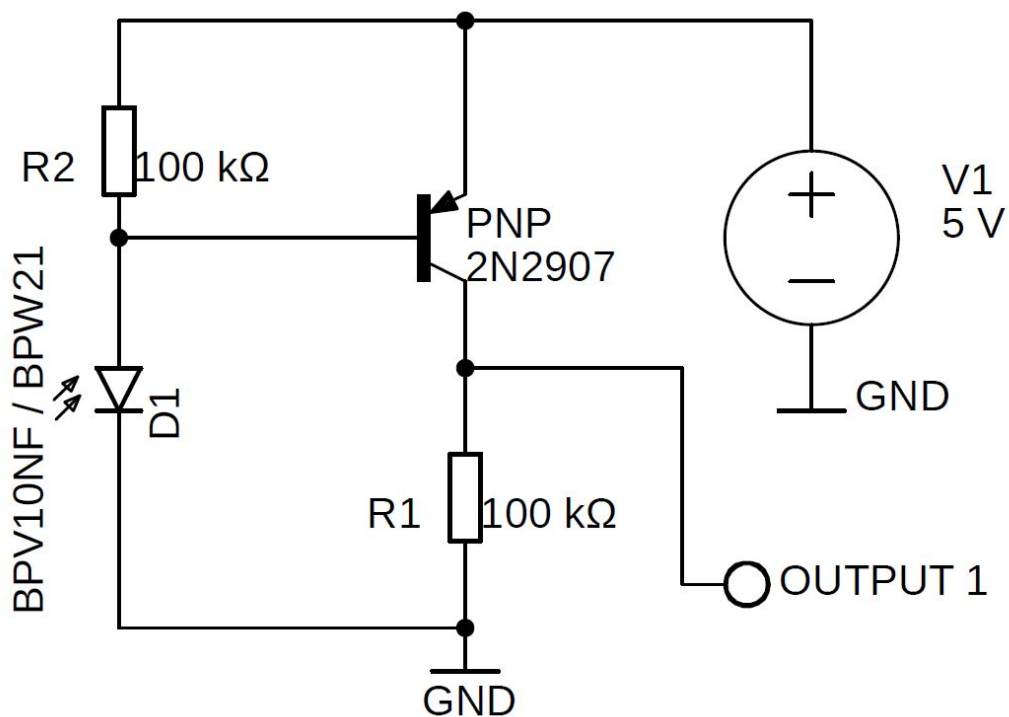
Přívodní kabel jednorázového senzoru byl zbaven izolace, jednotlivé vodiče byly identifikovány a na každý z nich byl naletován kabel sloužící pro zapojení do nepájivého pole pro potřeby testování. Samotné diody a fotodiody byly poté umístěny na opačné strany testovacího prototypu.



**Obrázek 4.13:** Jednorázový senzor MedLinket (vlevo) a testovací prototyp simulátoru (vpravo)

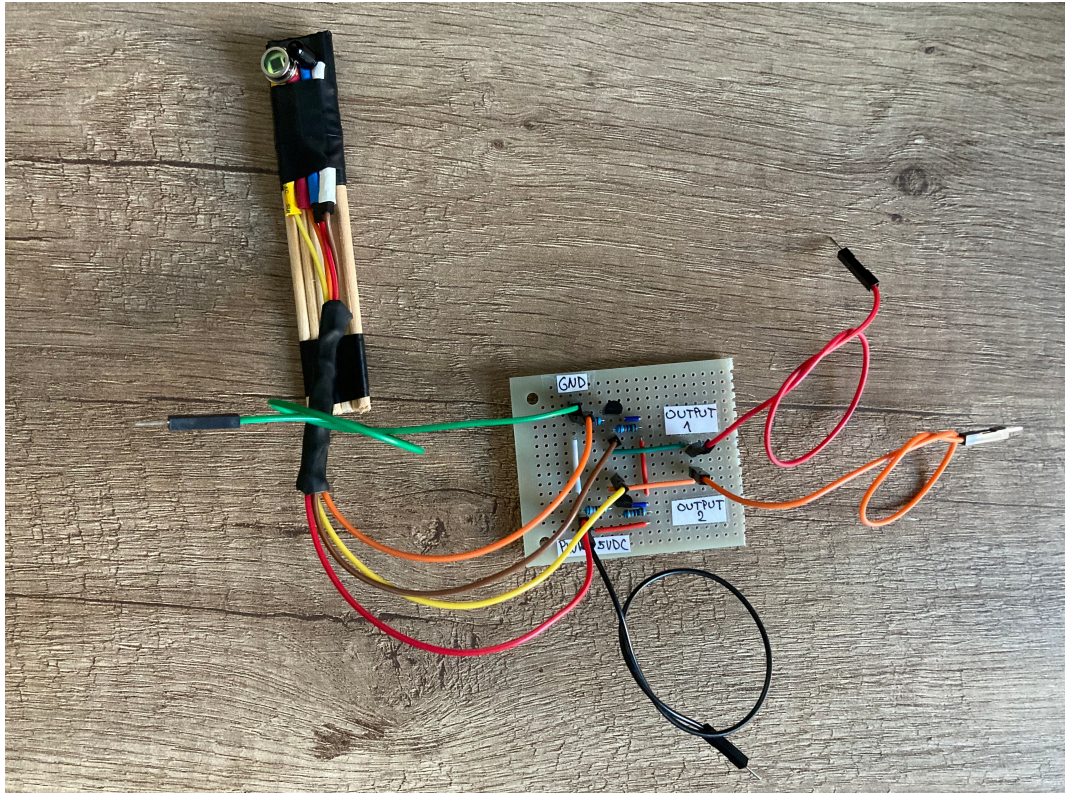
Pro analýzu elektromagnetického záření diod pulzních oxymetrů byl navržen elektrický obvod využívající dvou fotodiody. Zapojení obvodu je zobrazeno na obrázku 4.14 a slouží pro získání důležitých parametrů pulzních oxymetrů. Obvod umožňuje zobrazit délku trvání a frekvenci pulzů, které řídí diody pulzních

oxymetrů. Pro efektivní zisk signálu bylo vytvořeno zařízení, kterým je možné zmiňovaná data o testovaných pulzních oxymetrech zjistit. Elektrické schéma na obrázku 4.14 zajišťuje úpravu signálu z fotodiody pro následnou analýzu.



**Obrázek 4.14:** Elektrické zapojení obvodu pro zisk průběhu svícení diod pulzního oxymetru v čase. Vytvořeno v programu EAGLE. Převzato a upraveno z: [30]

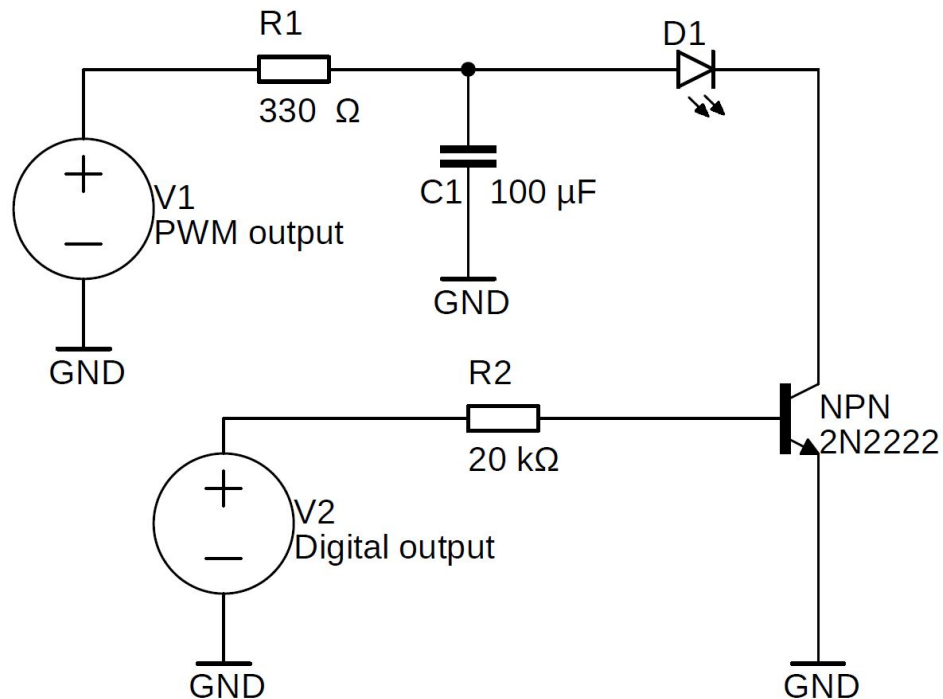
Na navrženém zařízení jsou tedy umístěny dva stejné elektrické obvody pouze s rozdílem použité fotodiody. Zařízení na obrázku 4.15 využívá fotodiody BPV10NF, která je citlivá na oblast blízkou infračervenému záření, a fotodiody BPW21, která byla využita z důvodu její citlivosti pouze na viditelné spektrum elektromagnetického záření. [31] [32]



**Obrázek 4.15:** Zařízení pro analýzu signálů, které řídí diody pulzních oxymetrů.

Simulátor samotný pak využívá čtyř různých signálů. Dva ze signálů jsou signály spínající diody a další dva jsou pulzně šířkově modulované signály, které simulují změnu absorpce jednotlivých používaných záření v čase. Pulzně modulovaný signál musí být analogově upraven pro správnou funkci simulátoru. Elektrické zapojení navrženého simulátoru je zobrazeno na následujícím schématu.

V elektrickém obvodu zobrazeném na obrázku níže je za pulzně šířkově modulovaným výstupem umístěn analogový filtr zapojen jako dolní propust.

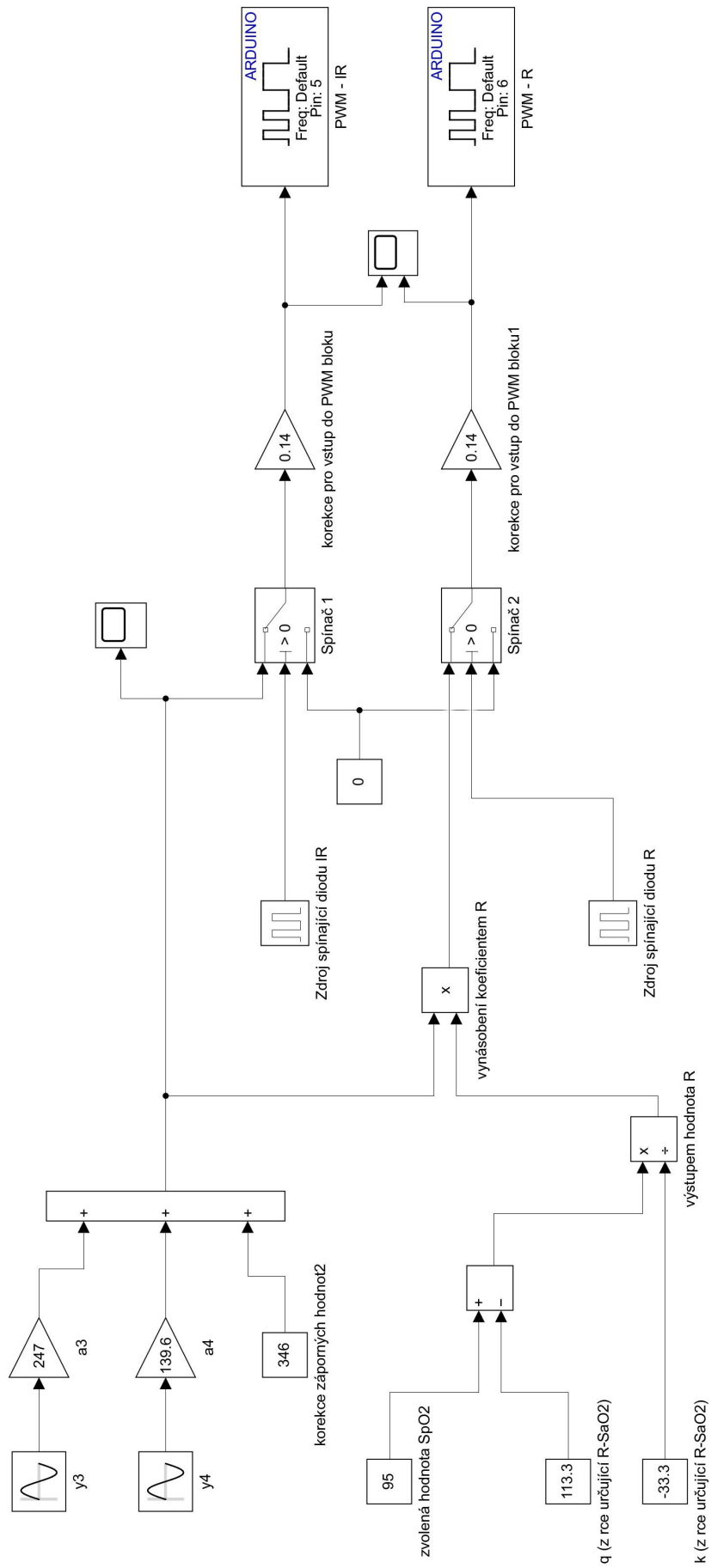


**Obrázek 4.16:** Elektrické zapojení obvodu simulátoru. Vytvořeno v programu EAGLE

Na navrženém simulátoru se tedy opět vyskytují dvě stejná elektrická zapojení podle obrázku 4.16 výše pouze s rozdílem použité diody.

## 4.5 Návrh softwarové části simulátoru

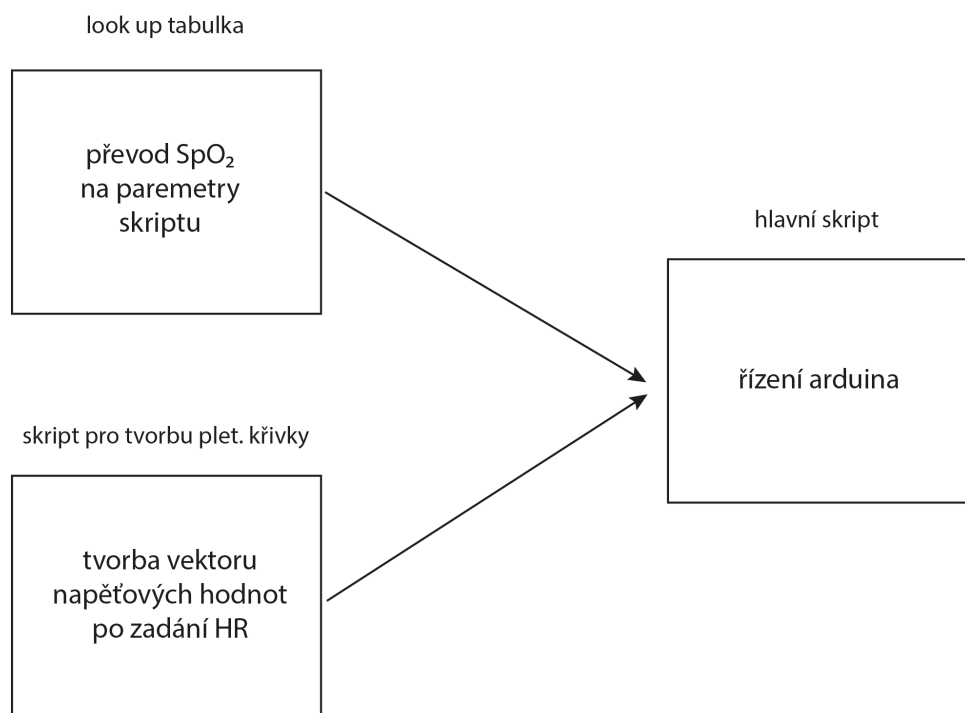
Vývoj softwarové části simulátoru začal v programovém prostředí Arduino IDE. Po úvodním testování součástek a zapojení se návrh SW části simulátoru uskutečňoval v rozhraní Simulink (R2021b, MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). V Simulinku byl vytvořen model, který pracuje s dříve získaným matematickým popisem pletysmografické křivky. Tepová frekvence a krevní saturace kyslíkem jsou nastavitelné parametry. Saturace se nastavuje jako hodnota bloku v modelu a tepová frekvence se nastavuje pomocí periody pletysmografické křivky. Signál infračervené diody je poté násoben koeficientem  $R$ , který je v modelu vypočten ze zadané hodnoty saturace. Jednotlivé signály jsou následně spínány s periodou a střídou získanou z navrženého zařízení na analýzu signálů pulzních oxymetrů (viz obrázek 4.11).



**obrázek 4.17:** Navržený model řízení simulátoru. Vytvořeno v programu Simulink

Pro virtuální simulace a pro testování jednotlivých komponent sloužil model v Simulinku dobře. Při celkové simulaci však Simulink v kombinaci se zvoleným hardwarem nebyl schopen simulaci udržet v reálném čase a simulaci zpomaloval. Možné příčiny a nápravy této skutečnosti budou diskutovány v kapitole diskuze.

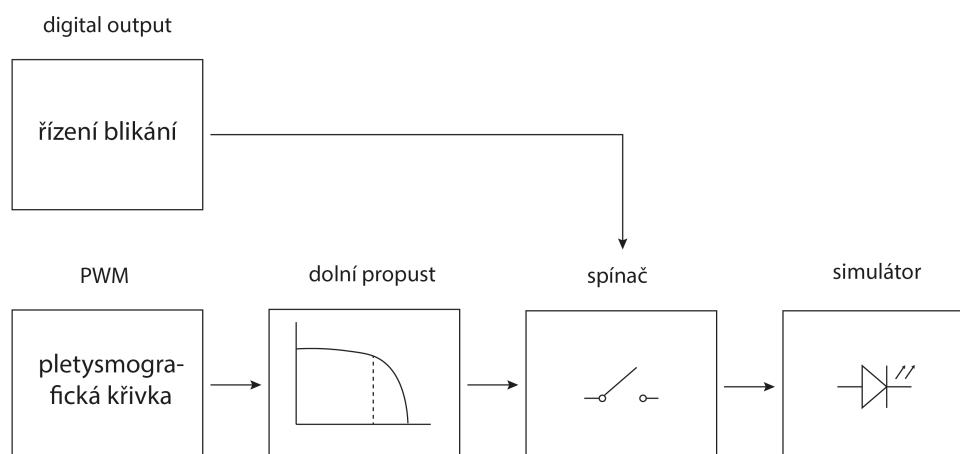
Pro řízení simulátoru byl tedy zvolen program Arduino IDE, který je založený na programovacím jazyce C++. Do vytvořeného skriptu byly implementovány získané parametry o spínání diod jednotlivých oxymetrů získané z navrženého zařízení. Z důvodu občasných výkyvů při modulování vyšších frekvencí byla přesunuta část řídicího skriptu do samostatného skriptu, který vypíše hodnoty vektoru pro průběh pletysmografické křivky v závislosti na zadaných parametrech. Skript byl napsán v programovacím jazyce C a je možné ho spustit i online například na: [33]. Pro přehlednost byla vytvořena look-up tabulka, která umožňuje přepočítání nastavené hodnoty  $SpO_2$  na parametry využívané ve skriptu, který simulátor ovládá. Postup při spuštění simulace pomocí hlavního skriptu v Arduino IDE tedy popisuje následující blokové schéma.



**Obrázek 4.16:** Blokové schéma postupu pro nastavení parametrů simulace. Vytvořeno v programu Adobe Illustrator.

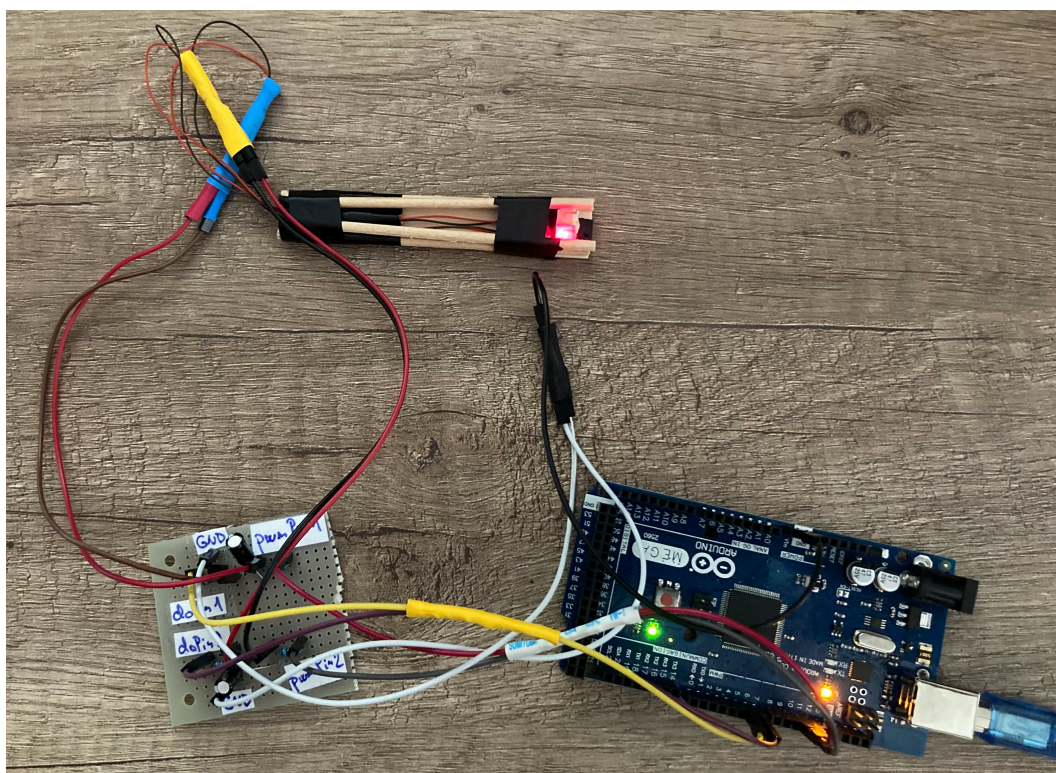
## 5 Výsledky

Po provedení průzkumu možností sestavení počítačem řízeného simulátoru pulzní oxymetrie byla zvolena varianta s využitím mikrokontroleru Arduino Mega. Mikrokontroler řídí blikání diod simulátoru podle parametrů získaných pomocí navrženého zařízení pro analýzu pulzních oxymetrů. Řízení blikání je realizováno digitálním výstupem Arduina o takové frekvenci, střídě a fázovém posunu červené a infračervené složky, aby byla simulace kompatibilní s vybraným pulzním oxymetrem. Signál pro řízení blikání je přiváděn na bázi tranzistoru a zajišťuje tak spínání elektrického obvodu pouze v časech, kde pulzní oxymetr očekává sepnutí konkrétní diody. Na kolektor tranzistoru je přiváděn signál s pulzní charakteristikou, který simuluje pletysmografickou křivku. Pulzní signál je tedy Arduinoem modulován pomocí PWM, analogovým filtrem typu dolní propust zbaven složek vysokých frekvencí a poté spínán pomocí tranzistoru, který je ovládán signálem řízení blikání.



**Obrázek 5.1:** Blokové schéma principu realizace simulátoru. Vytvořeno v programu Adobe Illustrator.

Jako spínací prvek diod z jednorázového senzoru pulzní oxymetrie byl využit tranzistor typu NPN, který byl spolu s ostatními elektrickými komponenty naletován na vrtaný plošný spoj. Celkové hardwarové řešení simulátoru je zobrazeno na obrázku níže.



**Obrázek 5.1:** Celkové HW řešení simulátoru.

## 5.1 Ověření pulzním oxymetrem Masimo

Ověření simulovaných parametrů bylo provedeno na pulzním oxymetru Masimo Radical-7. Saturace byla nastavována s krokem pěti % bodů od 100 do 60 % nejprve v sestupném a poté opět ve vzestupném směru. Průměrná absolutní chyba simulované saturace byla stanovena na 2,4 % a průměrná relativní chyba byla 3,1 % (absolutní chyba přejímá jednotku procent sledované veličiny saturace, relativní chyba je udávána v procentech ze své podstaty [pozn. aut.]). Tepová frekvence byla ověřována na třech hodnotách, jednalo se o 60, 90 a 120 bpm. Absolutní chyba simulované *HR* byla 40,7 bpm a relativní chyba byla 30,9 %. Hodnoty byly odečítány vždy 60 sekund po změně parametrů.





**Obrázek 5.2:** Ověření parametrů simulace pulzním oxymetrem Masimo Radical-7

**Tabulka 5.1:** Naměřené hodnoty simulované saturace pulzním oxymetrem Masimo.

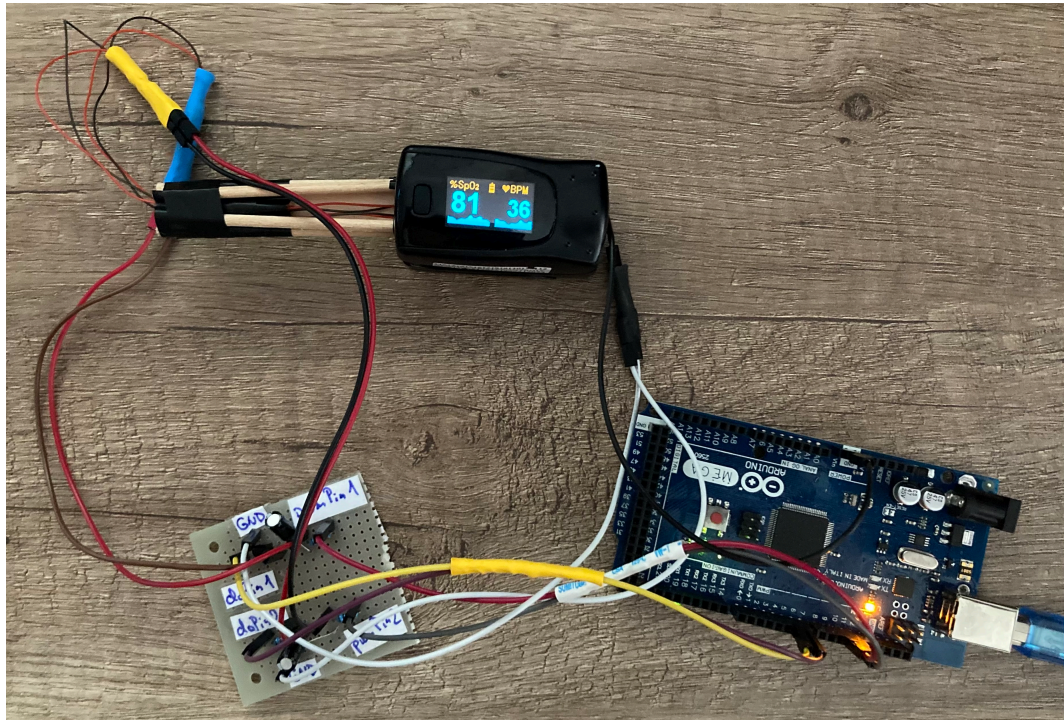
nastavená hodnota $SpO_2$ (%)	hodnota $SpO_2$ zobrazená na pulzním oxymetru (%)	absolutní chyba $SpO_2$ (%)	relativní chyba $SpO_2$ (%)
100	94	6	6,4
95	92	3	3,3
90	91	1	1,1
85	83	2	2,4
80	81	1	1,2
75	77	2	2,6
70	74	4	5,4
65	69	4	5,8
60	63	3	4,8
65	70	5	7,1
70	72	2	2,8
75	78	3	3,8
80	80	0	0,0
85	84	1	1,2
90	88	2	2,3
95	96	1	1,0
100	99	1	1,0
průměr:		2,4	3,1

**Tabulka 5.2:** Naměřené hodnoty simulované tepové frekvence pulzním oxymetrem Masimo.

nastavená hodnota <i>HR</i> ( <i>bpm</i> )	hodnota <i>HR</i> zobrazená na pulzním oxymetru ( <i>bpm</i> )	absolutní chyba <i>HR</i> ( <i>bpm</i> )	relativní chyba <i>HR</i> (%)
60	129	69	53,5
60	142	82	57,7
60	115	55	47,8
60	145	85	58,6
60	92	32	34,8
60	100	40	40,0
90	113	23	20,4
90	94	4	4,3
90	143	53	37,1
90	164	74	45,1
90	130	40	30,8
90	129	39	30,2
120	142	22	15,5
120	158	38	24,1
120	116	4	3,4
120	126	6	4,8
120	146	26	17,8
průměr:		40,7	30,9

## 5.2 Ověření pulzním oxymetrem Edan

Ověření simulovaných parametrů bylo provedeno na pulzním oxymetru Edan H10. Saturace byla nastavována s krokem pěti procentních bodů od 100 do 60 % nejprve v sestupném a poté opět vzestupném směru. Naměřená průměrná absolutní chyba simulované saturace byla 1,5 % a průměrná relativní chyba byla 1,9 %. Tepová frekvence byla ověřována na třech hodnotách, jednalo se o 60, 90 a 120 bpm. Absolutní chyba simulované *HR* byla 27,7 bpm a relativní chyba byla 63,3 %. Hodnoty byly odečítány vždy 60 sekund po změně parametrů.



**Obrázek 5.2:** Ověření parametrů simulace pulzním oxymetrem Edan H10

**Tabulka 5.3:** Naměřené hodnoty simulované saturace pulzním oxymetrem Edan.

nastavená hodnota $SpO_2$ (%)	hodnota $SpO_2$ zobrazená na pulzním oxymetru (%)	absolutní chyba $SpO_2$ (%)	relativní chyba $SpO_2$ (%)
100	97	3	3,0
95	92	3	3,2
90	90	0	0,0
85	86	1	1,2
80	81	1	1,3
75	74	1	1,3
70	71	1	1,4
65	62	3	4,6
60	61	1	1,7
65	66	1	1,5
70	72	2	2,9
75	77	2	2,7
80	79	1	1,3
85	86	1	1,2
90	90	0	0,0
95	93	2	2,1
100	98	2	2,0
	průměr:	1,5	1,9

**Tabulka 5.4:** Naměřené hodnoty simulované tepové frekvence pulzním oxymetrem Edan.

nastavená hodnota <i>HR</i> ( <i>bpm</i> )	hodnota <i>HR</i> zobrazená na pulzním oxymetru ( <i>bpm</i> )	absolutní chyba <i>HR</i> ( <i>bpm</i> )	relativní chyba <i>HR</i> (%)
60	31	29	93,5
60	36	24	66,7
60	31	29	93,5
60	35	25	71,4
60	38	22	57,9
60	32	28	87,5
90	36	54	150,0
90	82	8	9,8
90	96	6	6,3
90	74	16	21,6
90	82	8	9,8
90	54	36	66,7
120	131	11	8,4
120	86	34	39,5
120	82	38	46,3
120	126	6	4,8
120	76	44	57,9
průměr:		24,6	52,4

## 6 Diskuze

Hlavním přínosem této práce je návrh a konstrukce simulátoru pulzní oxymetrie řízeného počítačem, který umožňuje přizpůsobení různým typům pulzních oxymetrů a který umožňuje profilování parametrů  $SpO_2$  a  $HR$ . Pro nezbytné přizpůsobení parametrů simulátoru, zejména frekvenci, střidu a fázový posun blikání jednotlivých LED, bylo navrženo a zkonstruováno zařízení umožňující zobrazení a měření výše zmíněných parametrů na osciloskopu. Celkové řešení bylo ověřeno dvěma pulzními oxymetry různých výrobců.

Všechny použité přístroje a jednorázové senzory byly analyzovány na vláknovém spektrofotometru pro ověření kompatibilních intervalů elektromagnetického záření, na kterých přístroje pracují. Během tohoto měření bylo zjištěno, že diody pulzních oxymetrů vyzařují výrazně více detekovatelných částic v červeném pásmu viditelného světla než v pásmu blízkém infračervenému záření. Dále také byla zaznamenána dvojnásobná harmonická frekvence červené složky v pásmu okolo 1330 Hz, která však má velmi nízkou intenzitu a může být zanedbávána.

Jednotlivé pulzní oxymetry byly následně spektrálně analyzovány pro lepší představu o dějích v čase. Nejprve byly informace o časovém průběhu spínání jednotlivých diod oxymetrů získány pomocí fotodiody z jednorázového senzoru. Tyto informace byly poté digitálně zpracovány pomocí algoritmu rychlé Fourierovy transformace v programovém prostředí MATLAB. Zejména u pulzního oxymetru ne přímo špičkových kvalit, který v této práci reprezentuje prstový oxymetr Edan H10, byl výkon signálu stanoven na vícero frekvenčních hodnotách (viz obrázek 4.4). Pro zpřesnění získaných informací o excitaci diod oxymetrů bylo tedy navrženo a zkonstruováno zařízení využívající dvou fotodiod. První z fotodiod byla zvolena pro svou citlivost pouze na záření v infračerveném pásmu a druhá pro svou citlivost na viditelné spektrum. Navržené zařízení umožňuje zobrazení průběhu blikání jednotlivých diod v čase libovolného pulzního oxymetru.

Softwarová část simulátoru byla navržena v prostředí Simulink. Obsahuje tvorbu pletysmografické křivky, jejíž nosná frekvence stanovuje hodnotu  $HR$ . Zadaná hodnota  $SpO_2$  upravuje hodnotu parametru  $R$ , který poté řídí amplitudu signálu. Pro správnou funkci simulátoru bylo zapotřebí tvorby čtyř napěťových signálů. Dva signály řídí blikání LED diod oxymetru. Jedná se o signály realizované pomocí bloku digital output v Simulinku, který umožňuje buď zapnutý nebo

vypnutý stav výstupního digitálního pinu. Z hlediska napětí je na tomto pinu tedy buď 0 V nebo 5 V stejnosměrného napětí. Například u pulzního oxymetru Edan H10 je třeba spínat diodu 120krát za sekundu, jedná se tedy o periodu přibližně 8333  $\mu$ s. V této periodě je však dioda zapnuta pouze 6,5 % času (viz. změřená střída na obrázku 4.11). Z časového hlediska se tedy dostáváme ještě o řád níže na přibližně 542  $\mu$ s. Signál stejných parametrů fázově posunut je potřeba pro spínání druhé z diod oxymetru. Další dva výstupní signály jsou signály pulzního průběhu řídicí intenzity svitu červené a infračervené diody. Experimentálně bylo zjištěno, že simulace v Simulinku při obdobných parametrech neběží v reálném čase. Simulace byla testována na dvou počítačích s procesory intel (jeden generace i3 a druhý i5) a na obou simulace nebyla schopna udržet průběh v reálném čase a čas simulace byl zpomalen. Z tohoto důvodu bylo nutno přistoupit k programování simulátoru v jazyku C++ v prostředí Arduino IDE.

Skript, který řídí mikrokontroler simulátoru, realizuje pulzní průběh pletysmografické křivky pomocí pulzně šířkové modulace. Nejprve se pomocí vytvořené look-up tabulky zjistí poměr mezi intenzitami červené a infračervené složky. Následně se zadá požadovaná tepová frekvence a informace o požadované saturaci do samostatného skriptu, který vypíše napěťové hodnoty do vektoru. Následně se vektor hodnot umístí do hlavního skriptu v prostředí Arduino IDE a spustí se simulace. Celkové SW řešení je umístěno v příloze této práce.

Experimentální ověření simulátoru ukázalo schopnost navrženého simulátoru simulovat zadanou hodnotu  $SpO_2$ . Ověření přesnosti simulované saturace u dvou zvolených pulzních oxymetrů byla v rámci nižších jednotek procent. U sofistikovanějšího pulzního oxymetru Masimo Radical-7 byla relativní odchylka simulované saturace stanovena na 3,1 % a u kompaktnějšího prstového pulzního oxymetru Edan H10 byla stanovena na 1,9 %. Při ověření přesnosti simulované  $HR$  byla relativní odchylka u pulzního oxymetru Masimo Radical-7 stanovena na 30,9 % a u pulzního oxymetru Edan H10 na 52,4 %. U obou pulzních oxymetrů průběh zobrazované pletysmografické křivky zcela neodpovídá běžné pletysmografické křivce. Průběh ověřovaný na oxymetru Masimo napovídá vyšší citlivosti výpočetního algoritmu na náběžné hrany signálu. V rámci návrhu elektrického zapojení simulátoru byly testovány i různé varianty zapojení analogového filtru, právě z důvodu zkvalitnění průběhu pletysmografické křivky, avšak nebyl zaznamenán žádný vliv na tvar ověřované křivky. V hardwarové realizaci tedy bylo ponecháno zapojení dolní propusti s mezní frekvencí přibližně 4,8 Hz.

Zajímavým zjištěním byla také změna průběhu pletysmografické křivky při manipulaci se simulátorem v klipsu pulzního oxymetru Masimo. Pokud se klips otevře a na fotodiodu oxymetru se ponechá svítit dioda simulátoru i pulzního oxymetru, průběh pletysmografické křivky najednou zobrazuje sinusový průběh, který je modulován a vysílán arduinem. Takový zásah však způsobí značné nepřesnosti v simulovaných hodnotách  $SpO_2$  a  $HR$ .



**Obrázek 6.1:** Projevení sinusového charakteru pletysmografické křivky při odhalení diody oxymetru.



## 7 Závěr

Simulátor pulzní oxymetrie byl realizován pomocí mikrokontroleru Arduino Mega a diod jednorázových senzorů pulzní oxymetrie. Pro nezbytnou analýzu pulzních oxymetrů bylo navrženo a sestrojeno zařízení umožňující získání informace o frekvenci, střídě a fázovém posunu blikání LED konkrétního pulzního oxymetru. Byl vytvořen SW model v programu Simulink a řídicí skript v programu Arduino IDE.

Simulátor je kompatibilní s technologií Masimo a byl ověřen pomocí pulzního oxymetru Masimo Radical-7 a Edan H10. Celkové řešení umožňuje nastavení simulované hodnoty tepové frekvence a hodnoty saturace periferní krve kyslíkem. Při ověření přesnosti simulace na pulzním oxymetru Masimo Radical-7 byla stanovena hodnota relativní chyby  $SpO_2$  na 3,1 % a hodnota  $HR$  na 30,9 % a při ověření přesnosti simulace na pulzním oxymetru Edan H10 byla stanovena hodnota relativní chyby  $SpO_2$  na 1,9 % a hodnota  $HR$  na 52,4 %.

## 8 Seznam použité literatury

- [1] JORGENSEN, Anne. Born in the USA – The History of Neonatology in the United States. *A Century of Caring*. 2010, **2010**(6), 5.
- [2] Alabama boy certified as world's most premature baby. *BBC* [online]. 2021, **2021**(11), 3 [cit. 2022-03-17]. Dostupné z: <https://www.bbc.com/news/world-us-canada-59243796>
- [3] TREMPER, Kevin. Pulse Oximetry. *Chest journal*. 1989, **95**(4), 4.
- [4] HUTTON, P a T CLUTTON-BROCK. The benefits and pitfalls of pulse oximetry. *BMJ* [online]. 1993, **307**(6902), 457-458 [cit. 2021-06-27]. DOI: 10.1136/bmj.307.6902.457. ISSN 0959-8138. Dostupné z: <https://www.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bmj.307.6902.457>
- [5] CHAN, Edward. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Elsevier*. 2013, **2013**(107), 10. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rmed.2013.02.004>.
- [6] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.
- [7] COTE, Charles, Jerrold LERMAN a Brian ANDERSON. *A Practice of Anesthesia for Infants and Children*. 6. USA: Elsevier, 2017. ISBN 9780323551625.
- [8] ABDALLAH, Omar a Armin BOLZ. Adaptive Filtering by Non-Invasive Vital Signals Monitoring and Diseases Diagnosis. *Adaptive Filtering Applications*. InTech, 2011, **2011**(6), 12. DOI: 10.5772/16838. ISBN 978-953-307-306-4. Dostupné také z: <http://www.intechopen.com/books/adaptive-filtering-applications/adaptive-filtering-by-non-invasive-vital-signals-monitoring-and-diseases-diagnosis>
- [9] YARTSEV, Alex. *Principles of pulse oximetry* [online]. 2020, **2020**, 8 [cit. 2022-03-17]. Dostupné z: <https://derangedphysiology.com/cicm-primary-exam/required-reading/respiratory-system/Chapter%20410/principles-pulse-oximetry>

- [10] ENGEL, Rolf, Lee RODKEY a John O'NEAL. Relative Affinity of Human Fetal Hemoglobin for Carbon Monoxide and Oxygen. *Blood*. 1969, **33**(1), 8.
- [11] POLIN, Richard A., ed. a William W. FOX, ed. *Fetal and neonatal physiology*. 2. Philadelphia: Saunders, 1992. ISBN 0-7216-3514-8.
- [12] AKKOYUN, Imren, Sibel OTO, Gursel YILMAZ, Berkan GURAKAN, Aylin TARCAN, Deniz ANUK, Seval AKGUN a Yonca A. AKOVA. Risk Factors in the Development of Mild and Severe Retinopathy of Prematurity. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*. 2006, **10**(5), 449-453. DOI: 10.1016/j.jaapos.2006.05.007. ISSN 10918531. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1091853106004472>
- [13] CASTILLO, Armando, Richard DEULOFEUT, Ann CRITZ a Augusto SOLA. Prevention of retinopathy of prematurity in preterm infants through changes in clinical practice and SpO<sub>2</sub> technology. *Acta Paediatrica*. 2011, **100**(2), 188-192. DOI: 10.1111/j.1651-2227.2010.02001.x. ISSN 0803-5253. Dostupné také z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1651-2227.2010.02001.x>
- [14] LATEEF, Fatimah. Simulation-based learning: Just like the real thing. *Journal of Emergencies, Trauma, and Shock* [online]. 2010, **3**(4) [cit. 2022-07-31]. DOI: 10.4103/0974-2700.70743. ISSN 0974-2700. Dostupné z: <http://www.onlinejets.org/text.asp?2010/3/4/348/70743>
- [15] WEBSTER, J. G. *Design of pulse oximeters*. New York: Taylor & Francis, 1997. ISBN 9780750304672.
- [16] SINEX, James E. Pulse oximetry: Principles and limitations. *The American Journal of Emergency Medicine* [online]. 1999, **17**(1), 59-66 [cit. 2022-07-31]. DOI: 10.1016/S0735-6757(99)90019-0. ISSN 07356757. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735675799900190>
- [17] DVOŘÁK, J. a J. HAVLÍK. Simple signal processing method for pulse oximetry. *IEEE*. 2010, **2010**, 3.
- [18] REID, David, Heidi ROBERTSON a Matthew SONNTAG. *PULSE OXIMETER CALIBRATOR*. Massachusetts, USA, 2011. Bakalářská práce. WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE.
- [19] ProSim SPOT Light SpO<sub>2</sub> Pulse Oximeter Tester. *Fluke Biomedical* [online]. b.r. [cit. 2022-08-10]. Dostupné z:

<https://www.flukebiomedical.com/products/biomedical-test-equipment/patient-monitor-simulators/prosim-spot-light-spo2-pulse-oximeter-tester>

- [20] ProSim SPOT Light Technical Data. *Fluke Biomedical* [online]. b.r. [cit. 2022-08-10]. Dostupné z: <https://www.bluepanther.cz/data/files/tester-oximetru-spot-lihgt-457.pdf>
- [21] MISHRA, Satish, Ramesh AGARWAL, M. JEEVASANKAR, Rajiv AGGARWAL, Ashok K. DEORARI a Vinod K. PAUL. Apnea in the newborn. *The Indian Journal of Pediatrics* [online]. 2008, **75**(1), 57-61 [cit. 2022-07-31]. DOI: 10.1007/s12098-008-0008-7. ISSN 0019-5456. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12098-008-0008-7>
- [22] CHELLY, Jonathan, Sandie MAZERAND, Sebastien JOCHMANS et al. Automated vs. conventional ventilation in the ICU: a randomized controlled crossover trial comparing blood oxygen saturation during daily nursing procedures (I-NURSING). *Critical Care*. 2020, **24**(1). DOI: 10.1186/s13054-020-03155-3. ISSN 1364-8535. Dostupné také z: <https://ccforum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13054-020-03155-3>
- [23] MOROZOFF, Edmund P. *MODELLING AND FUZZY LOGIC CONTROL OF NEONATAL OXYGEN THERAPY*. Kanada, 1996. Diplomová práce. Simon Fraser University.
- [24] PLATEN, Philip von, Anake POMPRAPA, Burkhard LACHMANN a Steffen LEONHARDT. The dawn of physiological closed-loop ventilation—a review. *Critical Care*. 2020, **24**(1). DOI: 10.1186/s13054-020-2810-1. ISSN 1364-8535. Dostupné také z: <https://ccforum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13054-020-2810-1>
- [25] DARGAVILLE, Peter A., Andrew P. MARSHALL, Lachlann MCLEOD, Hylke H. SALVERDA, Arjan B. TE PAS a Timothy J. GALE. Automation of oxygen titration in preterm infants: Current evidence and future challenges. *Early Human Development*. 2021, **162**. DOI: 10.1016/j.earlhumdev.2021.105462. ISSN 03783782. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0378378221001614>
- [26] SCHARF, John, Stephan ATHAN a David CAIN. *PULSE OXIMETRY THROUGH SPECTRAL ANALYSIS* [online]. b.r., , 3 [cit. 2022-08-04]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=247418>

- [27] *USB4000 Fiber Optic Spectrometer: Installation and Operation Manual* [online]. 2014 [cit. 2022-08-04]. Dostupné z: <https://www.oceaninsight.com/globalassets/catalog-blocks-and-images/manuals--instruction-old-logo/spectrometer/usb4000operatinginstructions.pdf>
- [28] WebPlotDigitizer. *WebPlotDigitizer* [online]. 2010 [cit. 2022-08-04]. Dostupné z: <https://automeris.io/WebPlotDigitizer/>
- [29] WANNENBURG, Johan a Reza MALEKIAN. Body Sensor Network for Mobile Health Monitoring, a Diagnosis and Anticipating System. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2015, **15**(12), 6839-6852 [cit. 2022-08-04]. DOI: 10.1109/JSEN.2015.2464773. ISSN 1530-437X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7180298/>
- [30] Light sensors. In: *Electronics tutorials* [online]. 2018 [cit. 2022-08-04]. Dostupné z: [https://www.electronics-tutorials.ws/io/io\\_4.html](https://www.electronics-tutorials.ws/io/io_4.html)
- [31] *Datasheet Osram TO39 Ambient Light Sensor: BPW 21* [online]. In: . b.r., s. 12 [cit. 2022-08-04]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.520-028.1.pdf>
- [32] *Datasheet Silicon PIN Photodiode: BPV10NF* [online]. In: . b.r., s. 5 [cit. 2022-08-04]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.520-044.1.pdf>
- [33] *Online C Compiler* [online]. b.r. [cit. 2022-08-10]. Dostupné z: [https://www.onlinegdb.com/online\\_c\\_compiler](https://www.onlinegdb.com/online_c_compiler)

## Příloha A: Použité pulzní oxymetry



obrázek A.1.1: Pulzní oxymetr Edan H10.

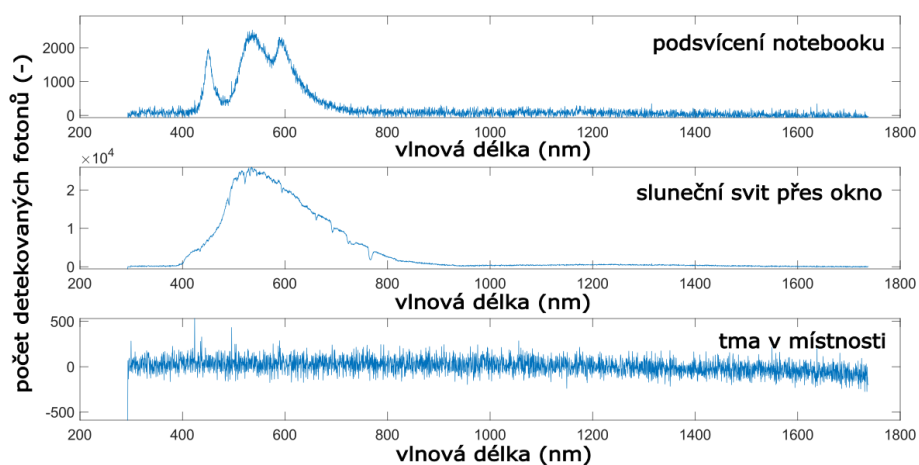


obrázek A.1.2: Pulzní oxymetr Masimo MightySat Rx.

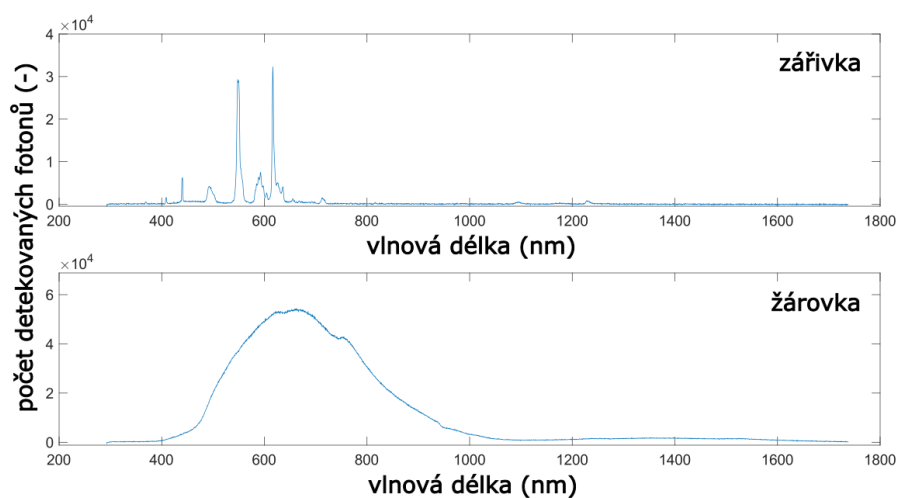


**obrázek A.1.2:** Pulzní oxymetr Masimo Radical-7.

## Příloha B: Doplnková měření na vláknovém spektrofotometru



**obrázek A.2.1:** Spektra podsvícení notebooku, slunečního svitu a tmavého offsetu v místnosti byla naměřena z důvodu eliminace chyb při vyhodnocování spekter oxymetrů a senzorů



**obrázek A.2.2:** Spektra zářivky a žárovky naměřena z důvodu eliminace chyb při vyhodnocování spekter oxymetrů a senzorů. Výrazně odlišné spektrum světelného zdroje (zářivky) a tepelného zdroje (žárovky)



## Příloha C: Seznam příložených souborů

- analýza blikání
  - nahravani\_fotodiodou\_senzoru2.m
  - data\_diody2.mat
- měření – spektrofotometr
  - data\_rainbow.mat
  - grafy\_prilohy.m
  - mereni\_prilohy.mat
  - mereni\_spektrofotometr.mat
  - senzory\_grafy.m
- řízení simulátoru
  - look\_up\_tab.xlsx
  - sketch\_masimo
    - sketch\_masimo.ino
  - skript\_vypocet\_sin\_vektoru.txt
- simulinkMODEL.slx
- ověření přesnosti.xlsx