



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Modul pro měření koncentrace kyslíku ve ventilační směsi**

**Module for measuring the oxygen concentration in the ventilation mixture**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Václav Ort

**David Janoušek**

---

**Kladno 2022**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Janoušek** Jméno: **David** Osobní číslo: **496267**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Modul pro měření koncentrace kyslíku ve ventilační směsi**

Název bakalářské práce anglicky:

**Module for measuring the oxygen concentration in the ventilation mixture**

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte samostatně fungující modul pro měření koncentrace kyslíku ve výstupní směsi ze směšovače plynů s požadovanou přesností  $\pm 2\%$ . Modul bude obsahovat displej pro zobrazení koncentrace kyslíku a umožní provádět uživatelskou dvoubodovou kalibraci bez nutnosti jeho připojení k počítači. Zajistěte teplotní kompenzaci modulu v rozsahu teplot běžném pro použití v laboratoři. Modul bude umožňovat komunikaci s počítačem přes rozhraní USB. Pro tento účel vytvořte grafická uživatelská prostředí pro Matlab a LabVIEW. Zajistěte kompatibilitu s anesteziologickými okruhy dle ČSN EN ISO 5356-1. Ověřte přesnost a teplotní stabilitu vytvořeného modulu.

Seznam doporučené literatury:

- [1] R. Ramamoorthy, P. K. Dutta, S. A. Akbar, Oxygen sensors: Materials, methods, designs and applications, Journal of Material Science, ročník 38, 2003, 4271 - 4282 s.
- [2] Vobecký, J., Záhlava, V., Elektronika, součástky a obvody, principy a příklady, ed. 2, Grada Publishing s.r.o., 2001, ISBN 80-7169-884-9
- [3] ČSN EN ISO 5356-1, Anestetické a respirační přístroje - Kuželové konektory - Část 1: Kuželové zástrčky a zásuvky, 2015, 20 s., Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví. Třídící znak 852111.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Václav Ort**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**Ing. Leoš Tejkl**

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

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

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

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Modul pro měření koncentrace kyslíku ve ventilační směsi“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 16.4.2022

.....

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Václavu Ortovi, který mi pomáhal a naváděl mě správným směrem během celého procesu tvorby a díky kterému mi bylo umožněno úspěšně dokončit tuto bakalářskou práci. Tato práce byla podpořena grantem Studentské grantové soutěže ČVUT č. SGS22/204/OHK4/3T/17.

## **ABSTRAKT**

### **Modul pro měření koncentrace kyslíku ve ventilační směsi:**

Cílem této bakalářské práce je navrhnout a zkonstruovat samostatně fungující modulu pro měření koncentrace kyslíku ve výstupní směsi ze směšovače plynů s přesností  $\pm 2\%$ , který bude kompatibilní s anesteziologickými okruhy. Pro sestavení tohoto modulu byl navrhnout obvod pro zesílení a filtraci signálu. Zpracování signálu bylo zajištěno pomocí programovatelné mikroprocesorové desky Arduino. Hodnotu koncentrace je možné zobrazovat v počítači. Pro tento účel byla vytvořena grafická uživatelská prostředí v programech Matlab a LabVIEW. Konstrukce Modulu byla realizována pomocí 3D tiskárny. Byla ověřena přesnost měření a teplotní stabilita vytvořeného modulu. Vytvořený modul splňuje požadovanou přesnost  $\pm 1\%$  a je teplotně stabilní v rozmezí od 15,75 do 34 °C. Vytisknutím redukčního portu byla zajištěna kompatibilita s anesteziologickými okruhy dle normy ČSN EN ISO 5356-1.

### **Klíčová slova**

Návrh a konstrukce, Měření koncentrace kyslíku, Anesteziologické okruhy, Arduino, Matlab, LabVIEW, 3D Tisk.

## **ABSTRACT**

### **Module for measuring the oxygen concentration in the ventilation mixture:**

The aim of this bachelor's thesis is to design and construct standalone working module for measuring oxygen concentration in exit mixture of gas blender with an accuracy of  $\pm 2$  %. For an assembly of this module a circuit, which amplifies and filter the signal had been designed. For the processing of the signal an Arduino had been used. It is possible to display the value of concentration in computer. For this purpose, an Matlab and LabVIEW graphical user interfaces have been made. The construction of this module had been carried out with the help of a 3D printer. An accuracy of measurement and thermal stability of the module had been remeasured. The created module has accuracy of  $\pm 1$  % and is thermally stable in range from 15,75 to 34 °C. The compatibility with anesthesiologic circuits, according to ČSN EN ISO 5356-1, had been secured by printing a reduction port.

### **Keywords**

Design and construction, Oxygen concentration measurement, Anesthesiologic circuits, Arduino, Matlab, LabVIEW, 3D Printing.

# Obsah

|   |           |
|---|-----------|
| Seznam symbolů a zkratk.....                              | 9         |
| <b>1 Úvod .....</b>                                       | <b>12</b> |
| <b>2 Přehled současného stavu.....</b>                    | <b>14</b> |
| 2.1 Typy senzorů .....                                    | 14        |
| 2.1.1 Elektrochemické senzory.....                        | 14        |
| 2.1.2 Optické senzory .....                               | 16        |
| 2.1.3 Ultrazvukové senzory .....                          | 17        |
| 2.1.4 Paramagnetické senzory .....                        | 17        |
| 2.2 Bezpečnost používání kyslíkových senzorů.....         | 17        |
| 2.3 Souhrnný přehled kyslíkových senzorů .....            | 18        |
| 2.4 Zesílení a filtrace signálu .....                     | 19        |
| 2.5 Systémy pro zpracování signálu.....                   | 20        |
| 2.6 Konstrukce a 3D tisk .....                            | 21        |
| <b>3 Cíle práce.....</b>                                  | <b>24</b> |
| <b>4 Metody .....</b>                                     | <b>25</b> |
| 4.1 Senzor.....   | 25        |
| 4.2 Zesílení a filtrace signálu .....                     | 26        |
| 4.3 Zpracování signálu .....                              | 27        |
| 4.4 Uživatelské prostředí modulu.....                     | 28        |
| 4.5 Grafická uživatelská prostředí Matlab a LabVIEW ..... | 30        |
| 4.6 Návrh dílů tvořících pouzdro modulu .....             | 33        |
| 4.7 Konstrukce modulu .....                               | 37        |
| 4.8 Ověření přesnosti sestaveného modulu .....            | 38        |
| <b>5 Výsledky.....</b>                                    | <b>40</b> |
| 5.1 Ověření linearity senzoru a rozsahu měření .....      | 40        |
| 5.2 DPS deska se zesilovačem a filtrem.....               | 41        |
| 5.3 Deska s napěťovým děličem .....                       | 42        |
| 5.4 Uživatelské rozhraní modulu .....                     | 42        |
| 5.5 Vytisknuté díly a jejich sestavy.....                 | 45        |
| 5.6 Teplotní stabilita modulu .....                       | 49        |

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| 5.7      | Přesnost měření modulu .....              | 49        |
| 5.8      | Rychlost přeběhu.....                     | 50        |
| <b>6</b> | <b>Diskuse.....</b>                       | <b>51</b> |
| <b>7</b> | <b>Závěr .....</b>                        | <b>55</b> |
|          | <b>Seznam použité literatury .....</b>    | <b>56</b> |
|          | <b>Příloha A: Příložené soubory .....</b> | <b>60</b> |



# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

| Symbol                 | Jednotka | Význam                                   |
|------------------------|----------|--|
| <i>CMRR</i>            | dB       | Součinitel potlačení souhlasné složky    |
| <i>FiO<sub>2</sub></i> | %        | Frakce vdechovaného kyslíku              |
| <i>FO<sub>2</sub></i>  | %        | Frakce kyslíku                           |
| <i>t<sub>90</sub></i>  | s        | Doba přeběhu do 90 % koncentrace kyslíku |

## Seznam zkratk

| Zkratka | Význam  |
|---------|---|
| ABS     | Akrylonitrilbutadienstyren je tiskový materiál pro 3D tiskárny  |
| CAD     | Počítačem podporované projektování („Computer-Aided Design“)  |
| csv     | „Comma Separated Values“ je typ souboru, ve kterém jsou hodnoty oddělovány čárkou                                 |
| FDM     | „Fused Deposition Modeling“ je technologie 3D tisku, která tiskne model po vrstvách                               |
| GMB     | „Granular Material Binding“ je technologie 3D tisku, která tiskne pomocí granulovaného materiálu                  |
| IR      | Infračervené světlo („Infrared“)  |
| LED     | Světelná dioda („Light-Emitting diode“)   |
| NTC     | Negistor („Negative Temperature Coefficient“) je typ termistoru, u kterého klesá elektrický odpor s jeho zahřátím |
| DPS     | Deska plošných spojů je základ každého elektrického obvodu, na který se umísťují základní součástky               |
| PLA     | Kyselina polymléčná („Polylactic Acid“) je tiskový materiál pro 3D tiskárny                                       |
| RoHS    | Směrnice o omezování nebezpečných látek (Restriction of Hazardous Substances)                                     |
| SDL     | „Selective Deposition Lamination“ je technologie 3D tisku   |
| SLA     | „Stereolithography“ je tisk pomocí pryskyřice, která je vytvrzována zdrojem ultrafialového světla                 |
| USB     | Univerzální sériová sběrnice „Universal Serial Bus“ je technologie pro propojování a komunikaci zařízení          |
| xlsx    | Formát tabulky vytvořené tabulkovým procesorem  |

## Seznam Obrázků

|   |    |
|---|----|
| Obrázek 2.1: Schéma potenciometrického měření. Převzato z [8] a upraveno. ....  | 15 |
| Obrázek 2.2: Schéma optického senzoru s LED. Převzato z [15] a upraveno. ....   | 16 |
| Obrázek 2.3: Schématické obvodové zapojení dolní propusti. Převzato z [32] a upraveno.....                            | 20 |
| Obrázek 2.4: Arduino Uno. Převzato z [35] a upraveno. ....  | 21 |
| Obrázek 2.5: Schématické zobrazení FDA tisku. Převzato z [40] a upraveno.....   | 22 |
| Obrázek 2.6: Tisk objektu SLA tiskárnou. Převzato z [41] a upraveno. ....   | 23 |
| Obrázek 4.1: Schéma vnitřního uspořádání modulu. Bloky se stejnou barvou jsou na stejném dílu, nebo desce. ....       | 25 |
| Obrázek 4.2: Schéma obvodu pro zesílení a filtraci signálu. ....  | 26 |
| Obrázek 4.3: Schéma průchodu uživatele skriptem.....  | 29 |
| Obrázek 4.4: Grafické uživatelské prostředí vytvořené v aplikaci Matlab App Designer. ....                            | 31 |
| Obrázek 4.5: Grafické uživatelské prostředí vytvořené v aplikaci LabVIEW. ....  | 32 |
| Obrázek 4.6: Text zobrazující informace o místě uložení. ....   | 32 |
| Obrázek 4.7: Vnitřní uspořádání modulu. ....  | 33 |
| Obrázek 4.8: Pouzdro z boku.....  | 34 |
| Obrázek 4.9: Pohled na pouzdro shora. ....  | 34 |
| Obrázek 4.10: Poklop na baterii. Na levém obrázku je vnější strana poklopu. Na obrázku pravém je strana vnitřní. .... | 35 |
| Obrázek 4.11: Vrchní část, neboli čelní panel poklopu na pouzdro. ....  | 36 |
| Obrázek 4.12: Spodní strana poklopu na pouzdro. ....  | 36 |
| Obrázek 4.13: Redukční port pro zajištění kompatibility s anesteziologickými okruhy. ....                             | 37 |
| Obrázek 4.14: Schéma měřicí sestavy použité k ověření přesnosti měření vytvořeného modulu. ....                       | 38 |
| Obrázek 4.15: Foto z měření přesnosti modulu zapojené dle schématu v obrázku 4.14. ....                               | 39 |
| Obrázek 5.1: DPS deska se zesilovačem a filtrem. ....   | 41 |
| Obrázek 5.2: Deska napěťového děliče s popsány kabelem. ....  | 42 |
| Obrázek 5.3: Uvítací obrazovka. ....  | 42 |

|   |    |
|---|----|
| Obrázek 5.4: Obrazovka varování. ....   | 43 |
| Obrázek 5.5: Obrazovka kalibrace.....   | 43 |
| Obrázek 5.6: Obrazovka pro zobrazení koncentrace kyslíku. ....  | 44 |
| Obrázek 5.7: Obrazovka, která se zobrazí pouze při překročení doporučeného teplotního rozsahu.....                                | 44 |
| Obrázek 5.8: Redukční port s nasazenou maticí pro upevnění senzoru. ....  | 45 |
| Obrázek 5.9: Redukční port se senzorem (na levé části obrázku) a zástrčkou (na pravé části obrázku).....                          | 45 |
| Obrázek 5.10: Osazený poklop na pouzdro .....   | 46 |
| Obrázek 5.11: Pouzdro s otevřeným bateriovým prostorem. ....  | 47 |
| Obrázek 5.12: Přední strana pouzdra s redukčním portem (otvor) připevněným šrouby a zástrčka (v pravém dolním rohu obrázku). .... | 47 |
| Obrázek 5.13: Pohled na sestrojené pouzdro shora. ....  | 48 |
| Obrázek 5.14: Hotový sestavený modul pro měření koncentrace kyslíku. ....   | 49 |

# 1 Úvod

V současné době je ve zdravotnických zařízeních velké množství zdravotnických přístrojů. Ventilátory, anesteziologické přístroje a další přístroje, které pracují s plyny, jsou nezbytnou součástí mnoha druhů operačních výkonů. Nejdůležitějším plynem ve ventilační směsi, která je těmito přístroji dávkována pacientovi je kyslík. Pro bezpečí pacienta a zajištění co nejlepších výsledků musí přístroje podávat přesné koncentrace kyslíku, které obsluha nastaví. O nastavení poměru plynů ve ventilační směsi se stará směšovač. Směs plynů produkovaná směšovačem může být pro zvýšení spolehlivosti a bezpečnosti kontrolována zařízením pro měření koncentrace těchto plynů.

V rámci vzdělávání jsou tyto přístroje a jejich součástky podrobně popisovány a vysvětlovány se všemi jejich parametry. Komplexnost těchto zařízení, množství součástí a fyzikálních principů dohromady se značným množstvím neustále se vyvíjejících variant této technologie ovšem může pochopení vysvětlovaných principů znesnadnit. Z tohoto důvodu je do studia zabudována i laboratorní výuka, která má studentovi pomoci pochopit a naučit ho pracovat s těmito přístroji. Během výuky je používána řada pomůcek a studentovi jsou zadávány úkoly, kterými je veden ke správnému pochopení této problematiky. Jednou z pomůcek, která může studentovi pomoci při studiu je právě modul pro měření koncentrace kyslíku. Na takovémto zařízení si může student fyzicky vyzkoušet změřit koncentraci kyslíku produkovanou směšovačem ventilátoru, ale třeba i koncentraci kyslíku ve vlastním výdechu. Právě díky možnosti takovýchto jednoduchých interakcí a pozorování okamžitých následků na měřených hodnotách se může stát výuka pro studenta atraktivnější a dále ho motivovat rozvíjet své poznání v této oblasti.

Vytvořením grafických uživatelských prostředí přímo pro tento přístroj se dále zvyšuje výhodnost použití takového přístroje. Díky těmto prostředím by mohla být veškerá pozornost studenta věnována práci s měřenými daty, což může přispět k rychlosti řešení laboratorních úloh a kvalitě jejich vypracování.

Softwarová a hardwarová řešení použitá během výroby takového zařízení mohou navíc posloužit jako základ, nebo inspirace pro nové studentské projekty.

Díky komunikaci s počítačem by mohlo být velmi výhodné použití takového zařízení i ve vývoji ventilátorů a anesteziologických přístrojů. Takovýto modul by mohl sloužit jako dočasná náhrada jednotky měřící koncentraci kyslíku, nebo pro testování zpětnovazebných směšovačů. Modul by také mohl usnadnit a nejspíše i urychlit vývoj těchto a podobných přístrojů.

V neposlední řadě by tato pomůcka mohla pomoci výuce bezpečnosti práce s plyny, a to například demonstrací poklesu zobrazované měřené koncentrace kyslíku vlivem jeho vytlačení jiným plynem a podobně.

Tato práce se tedy zabývá vytvořením přenosného bateriového zařízení, které bude nezávisle na počítači měřit koncentraci kyslíku ve ventilační směsi s minimální přesností  $\pm 2\%$ , zobrazovat měřenou koncentraci kyslíku na zabudovaném displeji a umožňovat dvoubodovou kalibraci. Aby byla mezi měřeními zajištěna konzistence, je u zařízení řešena teplotní stabilita pro použití v laboratoři. Zařízení bude zároveň posílat data přes USB kabel do počítače. Pro tento účel budou vytvořena grafická uživatelská prostředí Matlab a LabVIEW, která budou umožňovat dodatečné zobrazení a práci s měřenými hodnotami koncentrace kyslíku.

## 2 Přehled současného stavu

Aby bylo možné měřit koncentraci kyslíku ve ventilační směsi, je zapotřebí použít převodník, neboli v tomto případě kyslíkový senzor.

Pro použití v průmyslu se často používají senzory, které měří v rozsahu  $FO_2 \sim 0\text{--}25\%$  [1, 2]. Při výběru senzoru je nutné zohlednit fakt, že plicní ventilátory a jejich směšovače jsou schopné dodávat  $FiO_2$  až 100 % [2]. Senzor by tedy měl být schopný měřit plynný kyslík do koncentrace 100 %.

### 2.1 Typy senzorů

Se stále rozšiřujícím se trhem [3] s kyslíkovými senzory vzniklo mnoho metod a způsobů pro měření koncentrace kyslíku. V této podkapitole je popsáno několik nejpoužívanějších typů senzorů pro měření koncentrace kyslíku.

#### 2.1.1 Elektrochemické senzory

Elektrochemické kyslíkové senzory jsou jednoduché svoji konstrukcí a jsou nenáročné na údržbu. Signál je z těchto senzorů získáván přímo a v reálném čase, což je dělá velmi oblíbeným nástrojem. Nevýhodou těchto senzorů je jejich závislost na teplotě a vlhkosti, která musí být kompenzována.

Tyto senzory mohou být rozlišeny na amperometrické, nebo potenciometrické. Dále mohou tyto senzory být děleny dle skupenství vnitřního elektrolytu, které může být pevné, nebo kapalné. Od toho se odvíjí možnosti použití těchto senzorů. [4]

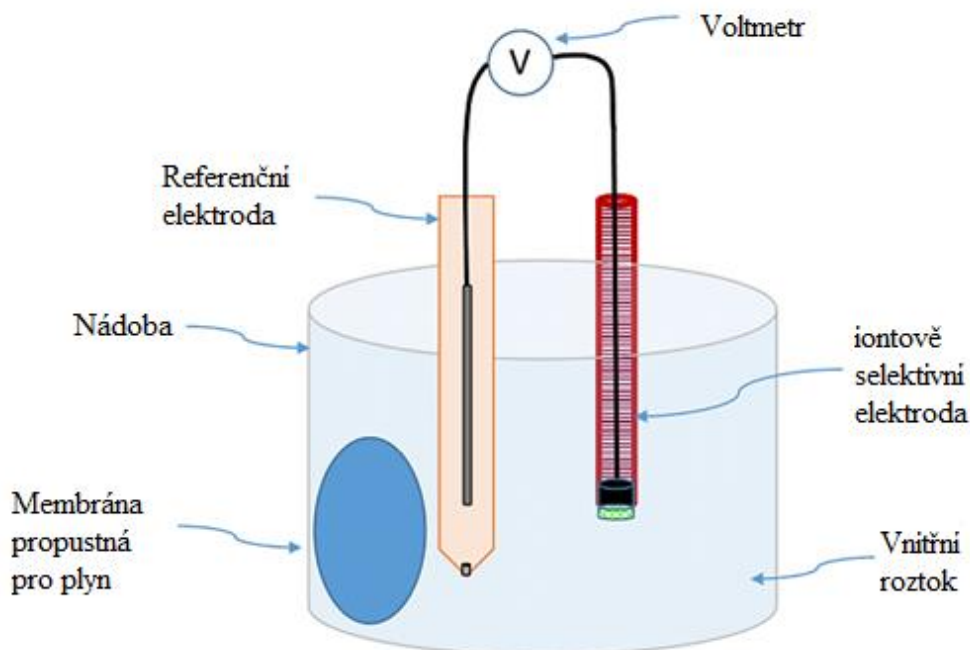
Potenciometrické senzory jsou ve své podstatě galvanická baterie. Toto je velmi důležité, protože nepotřebují pro svoji funkci externí zdroj elektrické energie. [5]

Tyto senzory pracují na principu rozdílu potenciálů mezi referenční elektrodou a měrnou elektrodou. Je důležité, aby referenční elektroda měla vždy stejný potenciál, aby bylo měření přesné. Potenciál měrné elektrody se mění v závislosti na aktivitě, nebo koncentraci analytu dle Nernstovy rovnice.[6] Výstupní napětí tohoto senzoru je tedy dáno rozdílem potenciálů na měrné a referenční elektrodě [7].

Z Nernstovy rovnice také vyplývá, že potenciál na elektrodách závisí na teplotě [6], což může v prostředí s proměnou teplotou vést k chybným výsledkům měření, pokud by tento efekt nebyl kompenzován.

Schématické zobrazení potenciometrického měření je v obrázku 2.1. Na obrázku je vidět referenční elektroda a měrná iontově selektivní elektroda. Rozdíl jejich potenciálů je měřen voltmetrem. Obvod těchto dvou elektrod a voltmetru je uzavřen pomocí vnitřního elektrolytu, který slouží jako vodič elektrického náboje. Na obrázku je

membrána propustná pro plyny, kterou se plyn dostává do vnitřního elektrolytu. Elektrolyt i elektrody jsou umístěny v nádobě, ve které celé měření probíhá.



Obrázek 2.1: Schéma potenciometrického měření. Převzato z [8] a upraveno.

Amperometrické senzory na rozdíl od potenciometrických vyžadují, aby na elektrodách bylo konstantní elektrické napětí. Tím dochází k redukci analytu a toku iontů mezi elektrodami. Měří se tedy elektrický proud, který je přímo úměrný koncentraci analytu. Díky tomu, že reakce probíhá pouze po vytvoření určité hodnoty napětí na elektrodách, je možné selektivně rozlišit mezi mnoha elektricky aktivními ionty v analyzovaném roztoku. Nevýhodou této metody je postupná ztráta detekční citlivosti, která je způsobena pokrýváním elektrod produkty reakce. Je snaha řešit tento problém aplikací krátkých pulzů proudu místo kontinuální aplikace proudu. Tím se snižuje čas, během kterého se může produkt nabalovat na elektrodu. U tohoto přístupu se může také použít mnohem vyšší napětí, které slouží k čištění elektrod a obnově jejich funkčnosti. [9]

V roce 1954 Leland C. Clark zjistil, že při použití specifického enzymu pro odstranění kyslíku z roztoku byl úbytek kyslíku úměrný koncentraci glukózy v roztoku [10]. Vynalezl tak Clarkovu elektrodu. Tato elektroda patří mezi amperometrické senzory [9] a slouží k měření kyslíku a tedy i glukózy v krvi, vodě a dalších roztocích [10]. Funguje na principu redukce kyslíku na hydroxidové aniony, což způsobí malý tok proudu mezi elektrodami. Tento proud je přímo úměrný koncentraci kyslíku. Hlavní nevýhodou této elektrody je její působení na své okolí, jelikož během měření spotřebovává okolní kyslík ve formě hydroxidových anionů. To vede k postupnému snižování účinnosti. [11] I přes to, že je měření Clarkovou elektrodou invazivní, tak je tento základní koncept využíván ve většině moderních glykemických senzorů [10].

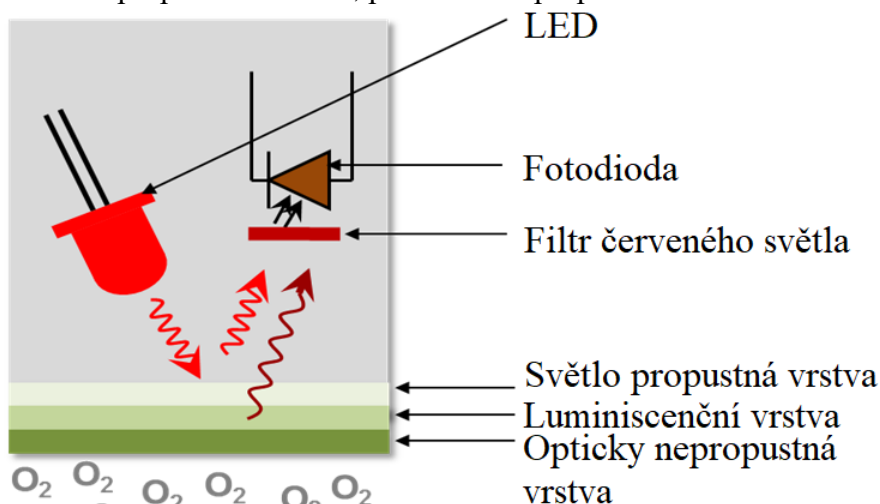
Elektrochemické senzory s pevným elektrolytem jsou využívány pro měření při vysokých teplotách [4,11]. Toho se nejčastěji využívá u dopravních prostředků se spalovacím motorem, kde bývají označovány jako lambda sonda [11,12]. Senzor měří podíl kyslíku ve výfukových plynech automobilu a poskytuje tak potřebná data palubnímu počítači pro správné nastavení poměru vzduchu a paliva pro snížení emisí [13]. Dále se také využívají pro měření obsahu různých složek v roztavených kovech [4]. Tento druh senzorů může být realizován jako amperometrický, potenciometrický [11,13], tak i jako odporový [13].

Elektrochemické senzory s kapalným elektrolytem se používají hlavně jako potenciometrické, nebo amperometrické. Do této skupiny spadá Clarkova elektroda.[14] Tyto senzory operují při nižších teplotách, než elektrochemické senzory s pevným elektrolytem, a proto jsou tedy vhodné pro použití ve zdravotnictví [4].

### 2.1.2 Optické senzory

Optické senzory typicky fungují pomocí luminiscenční vrstvy, která vyzařuje na dlouhých vlnových délkách. Luminiscenční vrstva je přivedena do stavu excitace pomocí světla, které absorbuje. Při kontaktu s kyslíkem předají molekuly luminiscenční vrstvy svoji energii kyslíku a dále již nezáří. Tento útlum intenzity je úměrný koncentraci kyslíku a je popsán Sternovou-Volmerovou rovnicí. Z této rovnice také vyplývá, že tento proces je závislý na teplotě a na době, kterou může být molekula luminiscenční vrstvy excitována. V závislosti na látce, která je použita pro luminiscenční vrstvu se liší časy odezvy těchto senzorů. Velký vliv na rychlost a přesnost má také propustnost kapsle, do které je fluorescenční vrstva ukryta. [11]

Schématické vyobrazení optického senzoru je zobrazeno na obrázku 2.2. Na obrázku je LED, která excituje luminiscenční vrstvu, která reaguje na kyslík ( $O_2$ ) a emituje záření (tmavě červená šipka). Ze záření je odfiltrováno světlo produkované LED (světle červená šipka) a následně je snímáno pomocí fotodiody. Na obrázku jsou vidět dvě krycí vrstvy, vrstva pro světlo propustná a vrstva, pro světlo nepropustná.



Obrázek 2.2: Schéma optického senzoru s LED. Převzato z [15] a upraveno.



### 2.1.3 Ultrazvukové senzory

Ultrazvukové senzory měří koncentraci kyslíku pomocí mechanického vlnění. Senzorem, nebo přístrojem obsahující senzor je vytvořeno mechanické vlnění, které prochází skrze analyzované prostředí. Senzor měří dobu, za kterou se dostane toto vlnění od zařízení, nebo součástky, která ho produkuje k zařízení, nebo součástce, která ho přijímá. Jedná se tedy o rychlost prostupu vlnění analyzovaným prostředím, která závisí na akustických vlastnostech jednotlivých plynů a koncentraci těchto plynů v analyzované směsi. Protože rychlost zvuku pro různé koncentrace plynů může být určena výpočtem, mohou tyto senzory fungovat bez kalibrace za předpokladu znalosti vzdálenosti mezi vysílačem a přijímačem vlnění. [16] Prakticky je ale měření ovlivněno dalšími faktory jako teplotou, vlhkostí a zvuky o vysokých frekvencích. [17].

Piezoelektrické kyslíkové senzory jsou založeny na hledání bodu, ve kterém je nejvyšší admitance mezi měřícími elektrodami. To závisí na mnoha proměnných, u nichž je snaha udržovat konstantní hodnotu a měřit pouze změnu hmotnosti. Hmotnost je měřena na vrstvě, která do sebe absorbuje kyslík a tím mění své akustické vlastnosti. [14]

### 2.1.4 Paramagnetické senzory

Paramagnetické senzory využívají paramagnetických vlastností kyslíku. Molekuly kyslíku jsou tedy magnetickým polem přitahovány. Tímto způsobem vzniká v okolí elektromagnetu prostředí s vyšším tlakem. Magnetické pole je elektromagnetem vypínáno a zapínáno, což způsobí změny v tlaku, které se šíří prostorem. Protože tyto rychlé změny tlaku jsou pouhé mechanické vlnění, mohou být zaznamenávány pomocí mikrofonu. Tento typ ale není praktický pro kontinuální měření. [18]

Pro kontinuální měření se využívá zrcátka umístěného mezi skleněné baňky vyplněné dusíkem, které jsou umístěny v nehomogenním magnetickém poli. Zrcátko je osvětlováno a jeho odraz je snímán dvěma fotodiodami. Při průchodu kyslíku magnetickým polem dochází k vytlačení baněk a vychýlení zrcátka. Při vychýlení je jedna z diod méně osvětlena a vzniká tedy rozdíl napětí. Toto způsobí v měřícím obvodu tok elektrického proudu, který je přímo úměrný koncentraci kyslíku. [18]

## 2.2 Bezpečnost používání kyslíkových senzorů

Aby senzory byly účinné, často používají látky, které mohou být nebezpečné. Například některé optické senzory využívají luminiscenční povrch tvořený fluoranthenem [11]. Fluoranthen spadá do skupiny polycyklických aromatických uhlovodíků, u kterých byly zjištěny karcinogenní účinky [19]. Amperometrické i potenciometrické senzory vyžadují ke svému chodu elektrody a elektrolyt. Elektrody mohou být často tvořeny olovem, které má dopad na zdraví a životní prostředí [20, 21].

Kvůli ochraně zdraví a životního prostředí vzniká potřeba složení těchto senzorů regulovat. Většina zařízení, do kterých spadají i kyslíkové senzory, musí splňovat RoHS, neboli „Restriction of Hazardous Substances“. Do češtiny se RoHS překládá jako „nařízení o omezování nebezpečných látek“ a v České republice je jeho adaptací nařízení vlády č.481/2012 Sb. V platnosti je nyní až do 30.6.2022 verze 13 tohoto nařízení. [22]

Dle výše zmíněného nařízení je například maximální množství hmotnostní koncentrace olova v homogenních materiálech 0,1 % [22]. Díky tomu jsou výrobci senzorů nuceni snižovat, nebo úplně omezit množství olova v jejich produktech [20]. Dnes na trhu najdeme i galvanické senzory, které neobsahují žádné olovo. Tyto senzory dosahují výborné citlivosti, životnosti a mohou ve svých parametrech předčit senzory obsahující olovo. [21]

### 2.3 Souhrnný přehled kyslíkových senzorů

Zde je uveden souhrnný přehled výše zmíněných typů senzorů pro měření plynné formy kyslíku. Výhody a nevýhody těchto senzorů jsou uvedeny v tabulce 2.1. Důležité parametry senzorů jsou uvedeny v tabulce 2.2.

Tabulka 2.1: Výhody a nevýhody senzorů.

| Senzory:       | Výhody:   | Nevýhody:   |
|----------------|---|---|
| Amperometrické | Malé, lehké, levné, jednobodová kalibrace [23], Jeden senzor dovoluje selektivně rozlišit více plynů [9]  | Napájecí napětí kolem 4 V [24], slabý výstupní signál v řádu desítek nanoampér, charakteristika výstupního signálu není lineární [23], postupná ztráta detekční citlivosti [9]  |
| Galvanické     | Nepotřebují napájení [5], charakteristika výstupního signálu je lineární, nejsou ovlivněny CO <sub>2</sub> , CO, NO <sub>x</sub> , H <sub>2</sub> , H <sub>2</sub> S, jsou malé, lehké [25] | Potřeba kalibrace, s časem mění výstupní hodnotu napětí [25]  |
| Optické        | Velmi rychlá odezva, velké tepelné rozsahy ve kterých mohou operovat, vydrží vysoké tlaky [26]  | Potřebují napájení kolem 5V [26], luminiscenční vrstva je závislá na teplotě [11]   |
| Ultrazvukové   | Malé, lehké, teoreticky mohou fungovat bez kalibrace [16]   | Měření je hodně ovlivněno teplotou, vlhkostí a mechanickým vlněním [17], potřebují napájecí napětí 5 až 12 V [27]   |
| Paramagnetické | Vysoká přesnost, opakovatelnost měření s přesností $\pm 1$ %, [28]  | Měření může být silně ovlivněno interferujícími plyny NO a NO <sub>2</sub> , vysoká cena, rozměrné, napájecí napětí v desítkách voltů, oproti ostatním senzorům dražší [28], otřesy a polohování senzoru mohou ovlivňovat měření [29] |

Pro lepší porovnatelnost byly do tabulky 2.2 umístěny pouze hodnoty od senzorů, které splňují rozsah měření koncentrace kyslíku 0 až 100 %.

Tabulka 2.2: Parametry senzorů.

| Senzory:                | Přesnost měření (%) | Doba odezvy $t_{90}$ (s): | Životnost:   | Rozsah měření koncentrace kyslíku (%) |
|-------------------------|---------------------|---------------------------|--------------|---------------------------------------|
| Amperometrické [23, 24] | $\pm 1$             | 20                        | 2 roky       | 0–100                                 |
| Galvanické [25]         | $\pm 1$             | 5                         | 5 let        | 0–100                                 |
| Optické [26]            | $\pm 3$             | 5                         | 2 roky       | 0–100                                 |
| Ultrazvukové [27]       | $\pm 3$             | 5                         | 5 let a více | 0–100                                 |
| Paramagnetické [28, 29] | $\pm 1$             | 2                         | Velmi dlouhá | 0–100                                 |

## 2.4 Zesílení a filtrace signálu

Signál produkovaný senzory může být často velmi slabý na to, aby byl kvalitně snímán běžnou počítačovou technikou. Z tohoto důvodu je důležité signál zesilovat do řádu jednotek voltů, používaných běžnou počítačovou technikou. K tomuto účelu jsou používány zesilovače.

Pro zesílení elektrického analogového signálu se v dnešní době využívají nejčastěji operační, nebo přístrojové zesilovače, což jsou polovodičové součástky. Existují různá zapojení, která slouží různým účelům. Pro účel pouhého zesílení je nejčastěji použito zapojení s neinvertujícím operačním zesilovačem, nebo přístrojovým zesilovačem, který je formou diferenčního zesilovače. [30]

Kvalita zesilovačů je určována velikostí hodnoty CMRR, neboli Common Mode Rejection Ratio, což je překládáno jako součinitel potlačení souhlasné složky. [31]

Při výběru zesilovače musí být zohledněn rozkmit výstupního napětí, neboli napětí, do kterého dokáže zesilovač teoreticky zesilovat. Zde jsou na výběr dva typy zesilovačů, klasické a rail-to-rail zesilovače. Rail-to-rail zesilovače mohou zesilovat vstupní signál, až do hodnot svého napájecího napětí. Klasické zesilovače vždy zesilují maximálně do hodnot nižších, než je jejich napájecí napětí. [30]

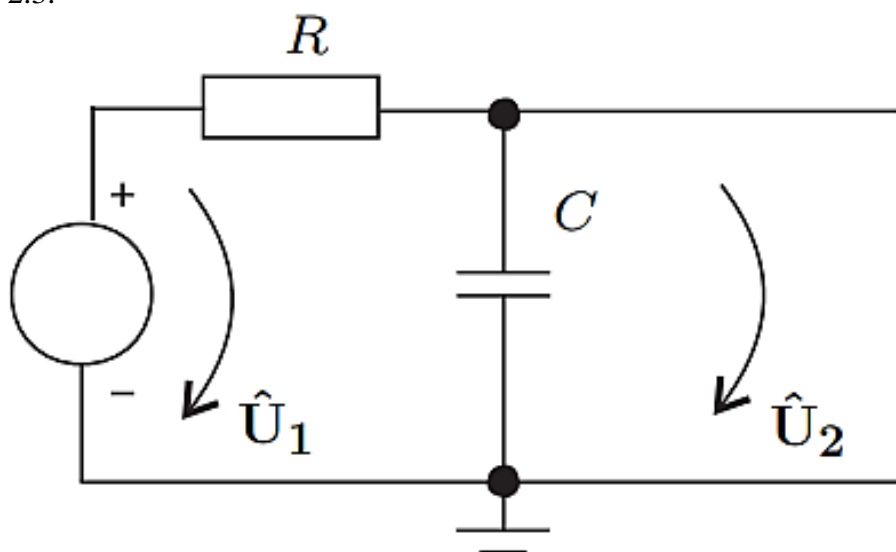
Filtrace signálu je důležitým prvkem pro získání hodnot signálu, které požadujeme. Signál může být totiž zastřen indukovaným napětím a dalšími vlivy, které narušují správnost měřených hodnot. Složkou, kterou může být nutné odfiltrovat, je například síťový brum, neboli indukované napětí s frekvencí 50 Hz.

Existuje několik základních druhů filtrů. Nejznámějšími z nich jsou integrační článek, také nazývaný dolní propust (Obrázek 2.3) a derivační článek, také nazývaný horní propust. [32] Z těchto dvou filtrů lze dále sestavit další filtry, jako je pásmová zádrž

a pásmová propust [30]. Všechny zmíněné filtry filtrují signál ve frekvenční oblasti. Frekvenční vlastnosti těchto filtrů popisují amplitudové frekvenční charakteristiky [32].

Jelikož šum a další nežádoucí složky jsou často vysokých frekvencí, oproti analogovému signálu senzoru, který je často stejnosměrného charakteru, používá se pro filtraci filtr typu dolní propust. Tento filtr propustí pouze frekvence od 0 Hz do mezní frekvence. V tomto případě je mezní frekvence taková hodnota, od které nebude signál s touto a vyšší frekvencí propuštěn na výstup filtru. Mezní frekvence filtru je nastavena odporem rezistoru a kapacitou kondenzátoru.

Schématické obvodové zapojení dolní propusti zobrazující vstupní fázor napětí  $U_1$ , výstupní filtrovaný fázor napětí  $U_2$ , rezistor  $R$  a kondenzátor  $C$  je zobrazeno na obrázku 2.3.



Obrázek 2.3: Schématické obvodové zapojení dolní propusti. Převzato z [32] a upraveno.

## 2.5 Systémy pro zpracování signálu

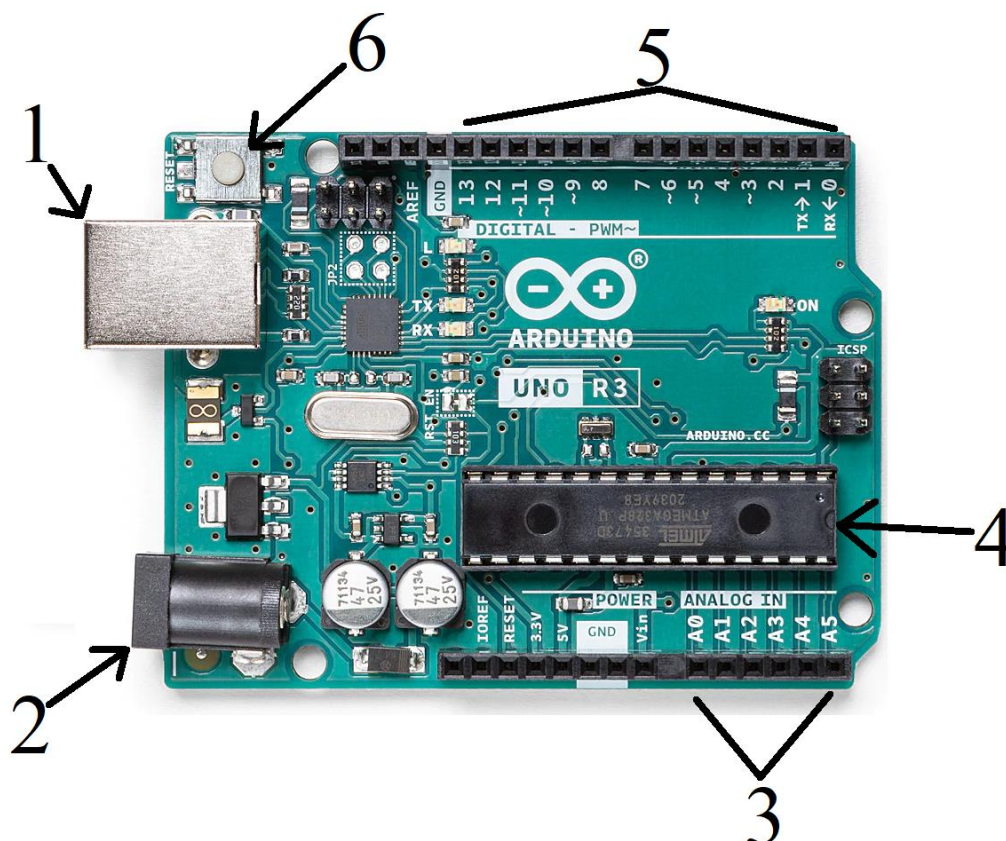
Pro složitější zpracování signálu je mnohdy výhodné použít programovatelnou mikroprocesorovou techniku, která uživateli dovolí nastavit zpracování dat dle potřeby. K této technice bývá často dostupné velké množství kompatibilního příslušenství, které rozšiřuje funkce těchto výrobků. [33]

Velké množství této techniky je dodáváno s vlastním softwarem, nebo je software přístupný zdarma online. Díky svým rozměrům a své jednoduchosti je tato technika často cenově dostupná [33].

Mikroprocesorová technika může být rozdělena na specializovanou a k obecnému užití. Specializovaná mikroprocesorová technika je určena například do automatizované výroby, kde není potřeba aby byla univerzální, ale může sloužit třeba i jen jednomu účelu. Mikroprocesorová technika k obecnému užití je uzpůsobena tak, aby ji bylo možné využít

na velké množství různých operací. [33] Mezi tuto techniku lze zařadit například Arduino Uno (Obrázek 2.4), Beagleboneblack, Tessel 2, nebo Raspberry Pi3. [34]

Programovatelná mikroprocesorová deska Arduino Uno je zobrazena na obrázku 2.4. Na obrázku jsou vidět USB konektor (1), napájecí konektor (2), analogové vstupní piny (3), procesorová jednotka (4), digitální piny (5) a tlačítko pro restart nahraného skriptu (6). Dostupnost této techniky ji činí velmi výhodnou pro výuku, domácí kutilství a mnoho dalších účelů. Nevýhodou může být její malá výpočetní síla. [34]



Obrázek 2.4: Arduino Uno. Převzato z [35] a upraveno.

## 2.6 Konstrukce a 3D tisk

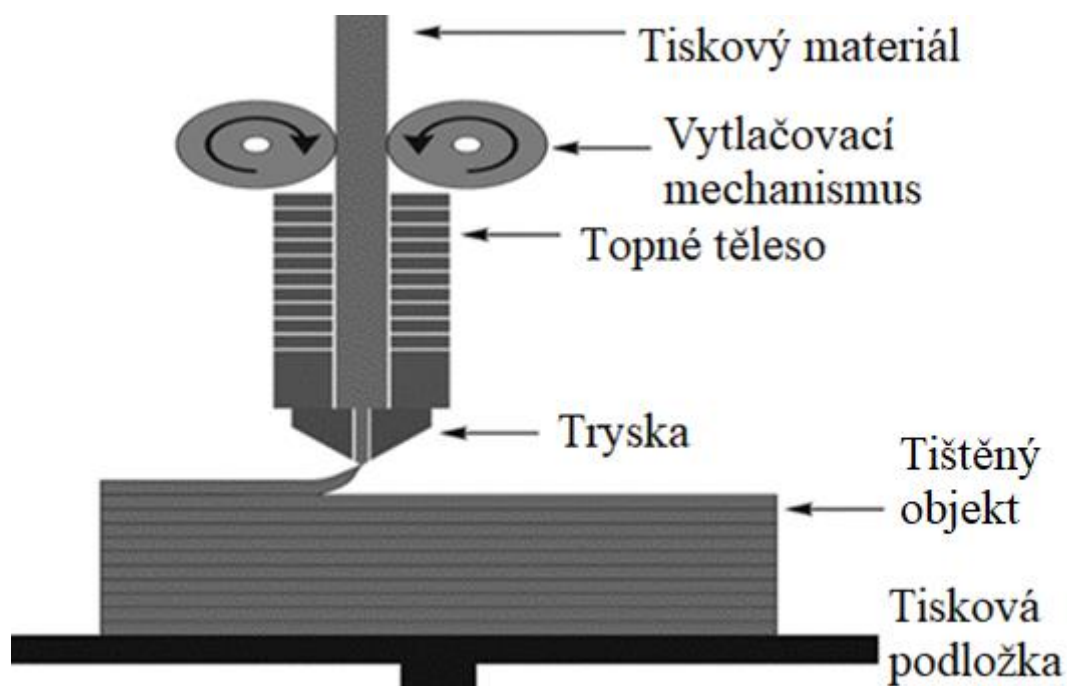
Metoda vytváření předmětů pomocí 3D tiskárny je v posledních letech čím dále více populární. Tato metoda poskytuje relativně rychlou konstrukci softwarově navržených modelů. [36]

Pro návrh modelů se může používat CAD software. Do této skupiny spadá například SOLIDWORKS, Fusion 360, FreeCAD, Tinkercad a další [37]. Tento návrhový software může umožňovat přímo export dat připravených k tisku. Výrobci tiskáren mohou dodávat k přípravě modelu pro tisk i jejich vlastní software.

Mezi nejpopulárnější metody tisku patří FDM (Fused deposition modeling), SLA (Stereolithography), GMB (Granular materials binding) a SDL (Selective deposition lamination). [38]

FDM tisk (Obrázek 2.5) pracuje na principu postupného vrstvení materiálu na sebe. Materiál je postupně pokládán po vrstvách nahřivanou tryskou přes kterou proudí filament, což je tiskový materiál ve formě vlákna. Tiskárna vždy pokládá pouze jednu vrstvu najednou a přejde k další vrstvě, až po dokončení vrstvy předchozí. [36] Tyto tiskárny nejčastěji používají jako tiskový materiál PLA (Kyselina polymléčná), ABS (Akrylonitrilbutadienstyren) a nylon [38]. Výhodou tiskáren využívajících tuto metodu je vysoká rychlost a kvalita tisku [39]. Nevýhodou bývá tisk velkého množství podpěr [39], které musí být vytisknuty pro podepření převisů. Převisy je možné do určitého úhlu tisknout bez podpěr.

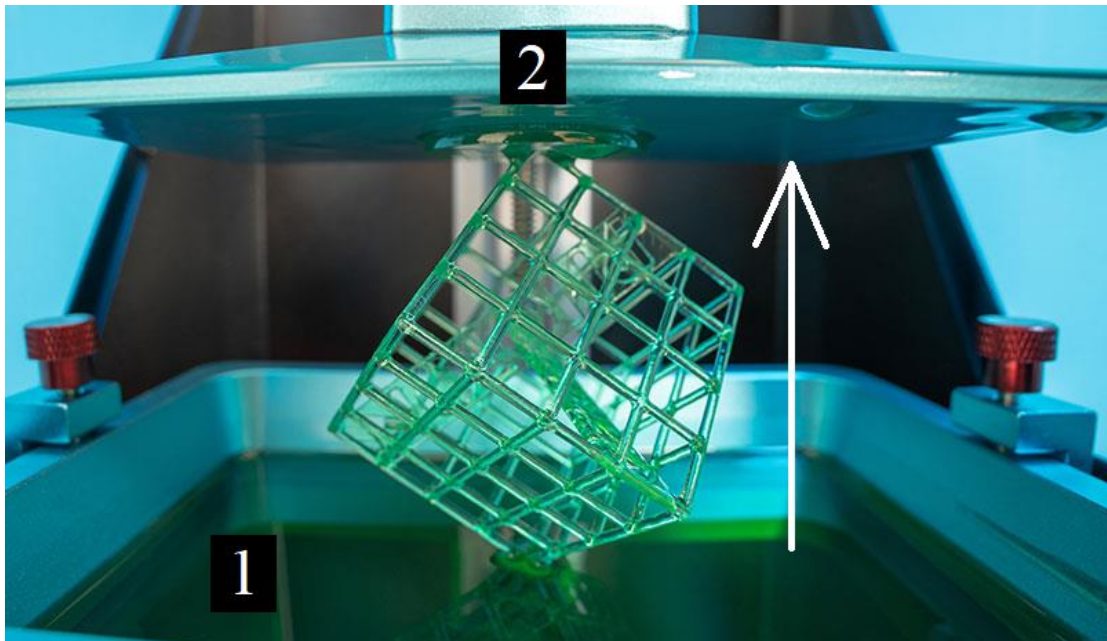
Na obrázku 2.5 je zobrazeno schématické zobrazení FDA tisku. Tiskový materiál (Filament) posouvaný k trysce, pomocí vytláčovacího mechanismu je topným tělesem nahříván a vrstven na tištěný objekt. Celý tisk probíhá na tiskové podložce.



Obrázek 2.5: Schématické zobrazení FDA tisku. Převzato z [40] a upraveno.

SLA tiskárny využívají procesu fotopolymerizace. Předměty jsou tištěny z tekuté pryskyřice, která je rychle přivedena do pevného stavu po ozáření vysokoenergetickým zdrojem světla. Tisk probíhá znovu po vrstvách a tištěný předmět je postupně „vytahován“ ze zásobníku tekuté pryskyřice. Tato metoda může být potenciálně nebezpečná, kvůli účinkům pryskyřice na lidský organismus. [36] Kvůli použití pryskyřice v SLA tiskárnách je proces tisku finančně náročnější. Pevnost výrobků může být ovlivněna teplotou a vlhkostí. Tento proces je mnohem pomalejší, než FDM. Tento tisk je vhodný pro tisk velkých výrobků. Výrobky, které jsou tisknuty touto metodou, mohou dosahovat velmi vysoké kvality, s ohledem na jejich přesnost a povrchovou úpravu. [39]

Tisk pomocí SLA tiskárny je zobrazen na obrázku 2.6. Plocha (2), která drží tištěný předmět se postupně posouvá směrem, který je naznačený bílou šipkou a „vytahuje“ tištěný předmět ze zásobníku pryskyřice (1).



Obrázek 2.6: Tisk objektu SLA tiskárnou. Převzato z [41] a upraveno.

GMB používá k tisku práškový materiál, který je postupně pomocí laseru spojen. SDL využívá jako materiál k tisku běžný papír, který je pojen lepidly na bázi vody. Pro nabytí požadovaného tvaru je tiskárnou tvar vyřezán ostřím. [36]

Tisk v prostoru má velmi rozsáhlé využití. Ve stomatologických laboratořích se v kombinaci s orálním skenováním používá 3D tisk pro produkci zubních korunek, můstků a dalších objektů zájmu [42]. Předmětem výzkumu použití 3D tiskáren se stal také vesmír, a to například tisk pomocí regolitu pro budoucí mise na Měsíci [43].



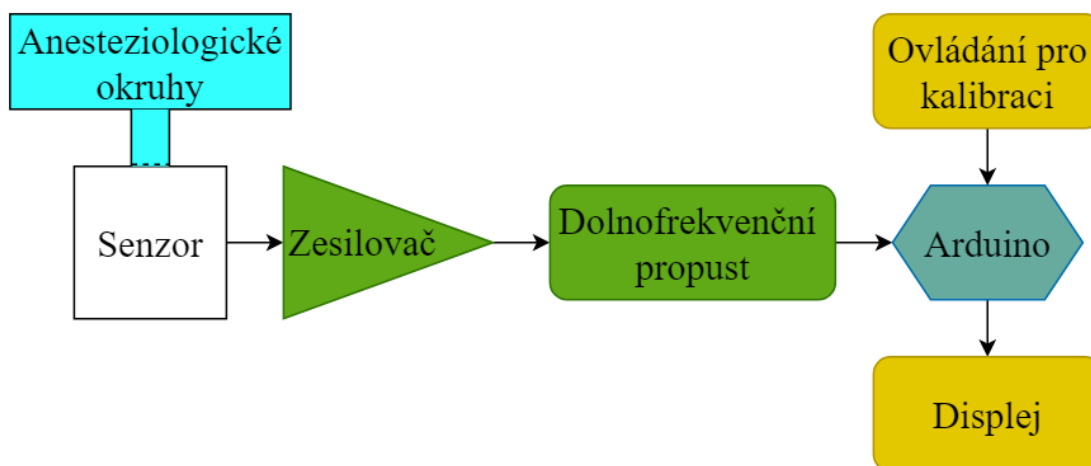
### 3 Cíle práce

Cílem této práce je sestavit samostatně fungující modul pro měření koncentrace kyslíku, pomocí vybraného galvanického senzoru, ve výstupní směsi ze směšovače plynů. Modul by měl umožnit zobrazit data o momentálně měřené koncentraci kyslíku pomocí zabudovaného displeje. U modulu musí být zajištěna přesnost měření v rozsahu  $\pm 2\%$  s tím, že by modul měl být dostatečně teplotně kompenzován pro běžné použití v laboratoři. Jednou z funkcí tohoto modulu by měla být schopnost umožnit uživateli provést dvoubodovou kalibraci, a to bez nutnosti připojení k počítači. Vytvořený modul by měl být kompatibilní s anesteziologickými okruhy. Dalším cílem je vytvoření grafických uživatelských prostředí pro Matlab a LabVIEW, se kterými bude modul umožňovat komunikaci prostřednictvím rozhraní USB a pomocí kterých bude možné naměřená data zobrazit a exportovat. Pro modul bude pomocí 3D tiskárny vytištěno pouzdro. Pro finální produkt bude ověřena přesnost měření a teplotní stabilita.



## 4 Metody

Pro měření byl zvolen galvanický senzor díky tomu, že pro svoji funkci nepotřebuje zdroj napájení, což je u bateriového zařízení vždy výhodou. Zároveň jsou tyto senzory kompaktní a lehké, což je výhodné pro konstrukci přenosného modulu. Další výhodou, která přispěla volbě galvanického senzoru nad ostatními druhy senzorů, je lineární závislost výstupního napětí na koncentraci kyslíku. Díky lineární závislosti těchto senzorů je měřený signál lehce zpracovatelný. Protože výstupní napětí těchto senzorů je v řádu desítek milivoltů, byl do obvodu přidán operační zesilovač, aby byl signál lépe zpracovatelný. Pro zajištění vyšší přesnosti měření byl do obvodu přidán filtr typu dolnofrekvenční propust. Pro zpracování signálu senzoru byla vybrána univerzální mikroprocesorová deska Arduino Uno. Hlavními důvody výběru byly nízká cena, uživatelsky přívětivé vývojové prostředí, velké množství komerčně dostupných kompatibilních dílů a volně dostupné softwarové knihovny. Pro tisk dílů, ze kterých se modul skládá, byla vybrána metoda FDM pro svoji rychlost, přesnost a cenovou dostupnost tiskových materiálů. Schéma zapojení důležitých částí modulu je zobrazeno na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Schéma vnitřního uspořádání modulu. Bloky se stejnou barvou jsou na stejném dílu, nebo desce.

### 4.1 Senzor

K měření, tedy převedení koncentrace kyslíku na napětí, byl použit galvanický kyslíkový senzor Itg-m04 (IT DE, Gambert GmbH Wisamr, Německo). Tento konkrétní senzor byl použit, jelikož má vnitřně řešenou teplotní kompenzaci pomocí NTC termistoru [44]. Další výhodnou vlastností je relativně rychlý čas odezvy  $t_{90} < 12$  s, což je doba, za kterou začne být na výstupních pinech napětí, ekvivalentní 90% koncentraci

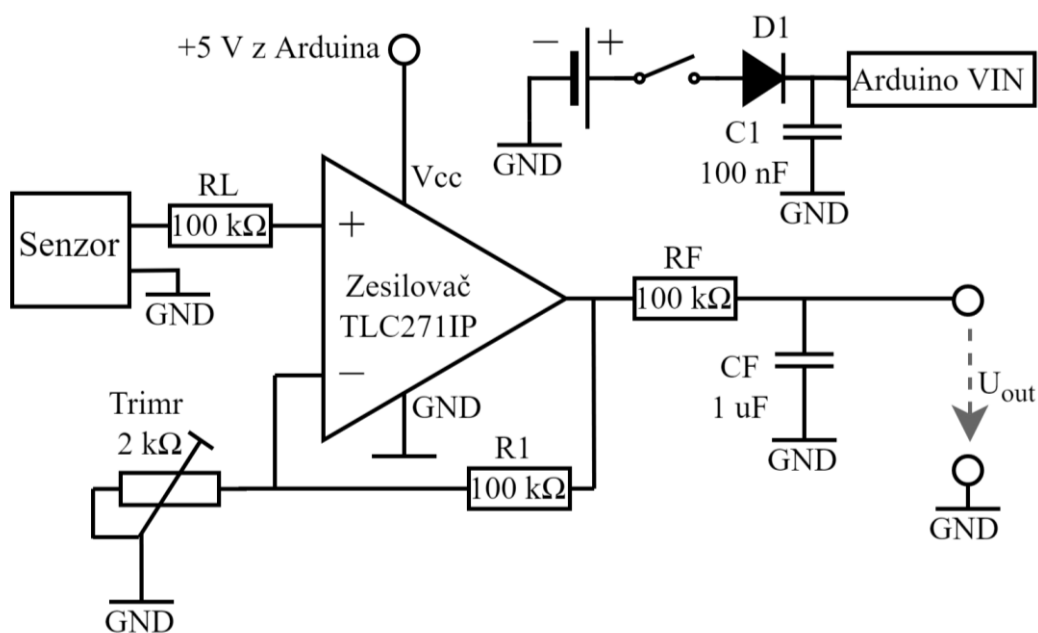
kyslíku v případě, že k senzoru přivedeme čistý kyslík. Operační teplota senzoru se pohybuje mezi 10–40 °C [44], což je dostatečný rozsah pro laboratorní měření.

Rozsah měření, ve kterém dokáže senzor měřit [44], byl ověřen připojením senzoru ke zdroji dusíku a zdroji kyslíku. V případě ověření, zda dokáže senzor měřit hodnoty koncentrace blízké 0 %, byla použita jako zdroj plynu tlaková láhev s čistým dusíkem. Multimetrem UNI-T UT61b (Uni Trend Technologies China Co. Ltd., Čína) bylo změřeno napětí na krajních pinech senzoru, tedy na kladném a záporném pinu. Pro ověření, že senzor je schopný měřit koncentraci kyslíku 100 %, byla vyměněna tlaková láhev s dusíkem za tlakovou láhev s kyslíkem a proces měření byl zopakován.

Pomocí stejného multimetru byla zkoumána závislost výstupního napětí na koncentraci kyslíku. Hodnoty byly měřeny postupně od koncentrace kyslíku 21 % s krokem přibližně 1 %. Hodnoty byly vyneseny do grafu a byla ověřena linearita měření senzoru.

## 4.2 Zesílení a filtrace signálu

Na obrázku 4.2 je schematicky zobrazeno zapojení obvodu, který byl použit pro zesílení a filtraci signálu senzoru. Vcc je kladná napájecí svorka zesilovače, GND je připojeno k záporné svorce baterie. Schéma zapojení baterie do obvodu je vyobrazeno v pravém horním rohu. C1 je blokovací kondenzátor, D1 je dioda sloužící jako ochrana proti přepólování. U<sub>out</sub> je výstupní filtrované napětí, neboli signál, který je přiveden na analogový pin Arduina. Pro filtraci signálu byl použit kondenzátor CF a rezistor RF. Zesílení signálu je nastaveno poměrem rezistoru R1 a trimru. Kladný pin senzoru je přiveden přes rezistor RL na kladnou vstupní svorku zesilovače. Záporný pin senzoru je uzemněn.



Obrázek 4.2: Schéma obvodu pro zesílení a filtraci signálu.

Pro zachování teplotní stability a čistoty signálu byl použit operační zesilovač TLC271IP, který má maximální tepelný posun (offset drift) pouhých  $1,8 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$  a CMRR okolo 85 dB [45].

Hodnota napětí na výstupních pinech senzoru při koncentraci 100 % byla použita pro určení hodnoty zesílení, a tedy maximálního zesíleného napětí. Hodnota zesílení byla nastavena na 55. Nejvyšší vstupní napětí Arduina na analogových pinech, tedy pinech, které byly použity pro snímání signálu, je 5 V. Napětí na výstupním pinu zesilovače, tedy pinu, který je propojen přes filtr do snímaného analogového pinu Arduina, bylo nastaveno na hodnotu nižší než 5 V, aby nemohlo dojít k poškození Arduina. Pro případ použití zcela jiného senzoru s jinými hodnotami výstupního napětí byl použit  $2\text{k}\Omega$  trimr namísto rezistoru, aby mohlo být zesílení upraveno, viz obrázek 4.2.

Pro filtraci signálu byl použit filtr typu dolnofrekvenční propust. Filtr byl sestaven z  $1\mu\text{F}$  kondenzátoru CF a  $100\text{k}\Omega$  rezistoru RF. Tyto hodnoty byly vybrány experimentálně z množství různých hodnot odporu a kapacity s ohledem na mezní frekvenci a stabilitu signálu. Výběrem součástek s výše uvedenými hodnotami byla určena mezní frekvence na 1,59 Hz. Zapojení filtru je zobrazeno v obrázku 4.2.

Pro ochranu proti přepólování byla do obvodu umístěna polovodičová dioda, viz obrázek 4.2.

Pro návrh DPS (deska plošných spojů) byl použit program Autodesk EAGLE (Autodesk Inc., USA).

### 4.3 Zpracování signálu

Na analogovém pinu Arduina je snímán signál. Arduino tento signál kvantuje na hodnotu 10 bitů. Pro snazší interpretaci byl signál převeden na hodnoty, které odpovídají snímanému napětí. Toho bylo dosaženo rovnicí 4.1:

$$x = \frac{\text{AnalogPin} * 5000}{1023}, \quad (4.1)$$

kde  $x$  je hodnota odpovídající snímanému napětí, *AnalogPin* je hodnota, kterou poskytuje Arduino čtením analogového pinu, 5000 je maximální hodnota doporučeného napětí na analogovém pinu Arduina v mV a 1023 je hodnota reprezentující 10 bitové kvantování signálu. Měřené hodnoty jsou průměrovány pomocí klouzavého průměru. Průměrováno je vždy 10 hodnot při vzorkovací frekvenci maximálně 10 kHz. Toto průměrování bylo přidáno pro zvýšení stability čtených hodnot.

Protože závislost napětí na koncentraci je u galvanických senzorů lineární, což bylo ověřeno i u použitého senzoru, byla pro přepočítání napětí na koncentraci použita rovnice linearity (4.2):

$$y = k \cdot x + q, \quad (4.2)$$

kde  $y$  je výsledná koncentrace kyslíku v % a  $k$  a  $q$  jsou konstanty. Konstanta  $k$  byla určena v rovnici 4.3:

$$q = q$$

$$y_1 - k \cdot x_1 = y_2 - k \cdot x_2$$

$$k = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2}, \quad (4.3)$$

kde  $y_1$  je koncentrace kyslíku 21 %,  $y_2$  je koncentrace kyslíku 100 %,  $x_1$  je napětí  $x$  při koncentraci kyslíku 21 % a  $x_2$  je napětí  $x$  při koncentraci kyslíku 100 %. Hodnoty  $x_1$  a  $x_2$  jsou získány při kalibraci. Stejně proměnné vystupující v rovnici 4.3, byly použity k určení konstanty  $q$  v rovnici 4.4.

$$k = k$$

$$\frac{y_1 - q}{x_1} = \frac{y_2 - q}{x_2}$$

$$q = \frac{y_1 \cdot x_2 - y_2 \cdot x_1}{x_2 - x_1} \quad (4.4)$$

Aby mohly být určeny konstanty  $k$  a  $q$  musí být provedena kalibrace. Po kalibraci jsou hodnoty  $k$  a  $q$  uloženy do vnitřní paměti Arduina a jsou využity k výpočtu koncentrace dle rovnice 4.2. Protože závislost napětí na koncentraci je u použitého senzoru lineární, byla použita dvoubodová kalibrace.

Pro zobrazení hodnot koncentrace kyslíku byl vybrán barevný displej ST7789 TFT [46] s úhlopříčkou 3,3 cm (1,3 palce) a rozlišením 240x240 pixelů, ke kterému jsou dostupné softwarové knihovny [47]. Pracovní napětí tohoto displeje je 3,3 V, a tak muselo být napětí 5 V přivedené z Arduina sníženo, aby nedošlo k poškození displeje. Pro tento účel byl v aplikaci Autodesk EAGLE navržen napěťový dělič. Dělicí poměr byl nastaven pomocí 1,5 a 3k $\Omega$  rezistorů. Pro správné připojení pinů displeje byl využit online návod [48].

## 4.4 Uživatelské prostředí modulu

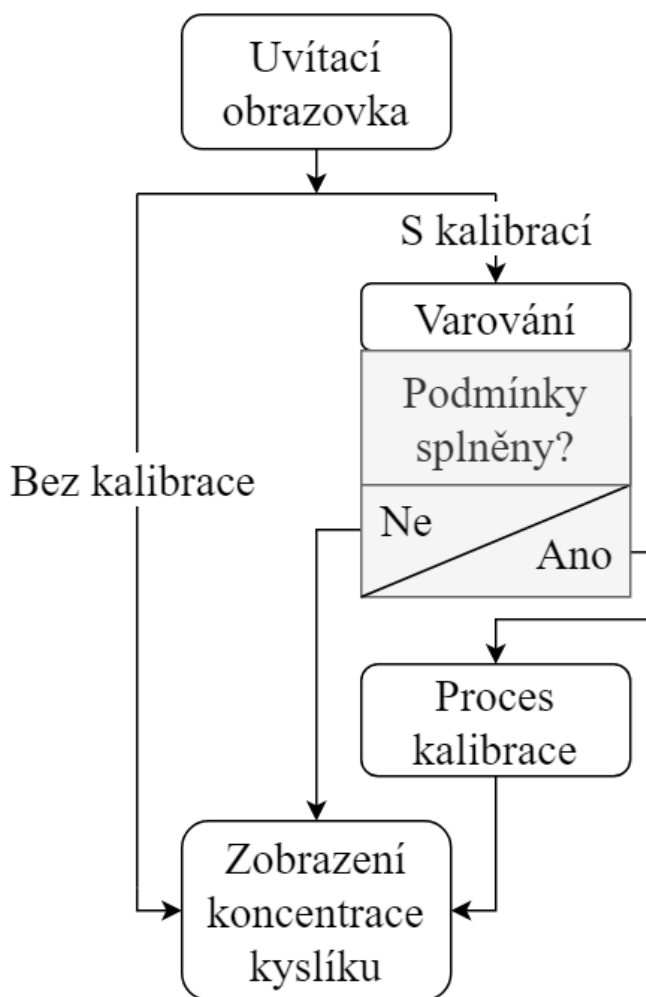
V Arduinu byl naprogramován sekvenční skript, jehož schéma je na obrázku 4.3. Vytvořený modul projde touto sekvencí vždy po zapnutí.

V bloku „Uvítací obrazovka“ bylo naprogramováno, aby se uživateli zobrazil text, který ho instruuje co má dělat, pokud chce provést kalibraci a pokud ne. Na toto rozhodnutí bylo uživateli poskytnuto 20 sekund. Do bloku „Uvítací obrazovka“ byl přidán časový odpočet, který uživateli zobrazuje, kolik času mu zbývá na rozhodnutí, zda kalibraci provést.

Pro účel kalibrace byla do modulu přidána dvě tlačítka. Obě tlačítka byla v Arduinu připojena na digitální pin 3, který byl přepnut na „LOW“, aby poskytoval potenciál GND Arduina. Toto bylo provedeno z důvodu úspory místa na DPS a možnosti snadného odpojení, a tedy i snazší manipulace s čelním panelem modulu na kterém jsou tlačítka umístěna, viz kapitola „4.6 Návrh dílů tvořících pouzdro“. Druhým koncem byla tlačítka připojena do digitálních pinů 2 a 4, které byly nastaveny na „INPUT\_PULLUP“. Toto nastavení poskytuje neustálé připojení těchto pinů k napájení 5 V. Toto nastavení je důležité, jelikož by bez něho na pinech zůstávalo zbytkové napětí, které by způsobovalo chybnou funkci tlačítek. Toto nastavení je typicky používáno pro čtení signálu z tlačítek a spínačů. Při stisknutí tlačítek jsou tyto piny uzemněny.

Do modulu byl přidán digitální teploměr DS18B20 [49]. K tomuto teploměru byly použity knihovny OneWire [50] a DallasTemperature [51]. Pomocí těchto knihoven je čtena přímo teplota měřená teploměrem uvnitř modulu ve stupních Celsia.

Pokud uživatel vyčká a nebude tedy držet tlačítka, bude kalibrace přeskočena a přejde se do posledního bloku „Zobrazení koncentrace kyslíku“. V tomto bloku je zobrazována koncentrace kyslíku FO<sub>2</sub> (%) každou sekundu, na základě hodnot  $k$  a  $q$  získaných při předchozí kalibraci.



Obrázek 4.3: Schéma průchodu uživatele skriptem.

Do bloku „Zobrazení koncentrace kyslíku“ byla přidána časomíra, která uživateli zobrazuje délku měření. Pokud při měření v tomto bloku dojde uvnitř modulu k překročení doporučeného rozmezí teplot, vypíše se na obrazovku střídavě se zobrazovanou koncentrací text „Byl překročen doporučený teplotní rozsah!“. Teplotní rozsah byl určen dle doporučených operačních teplot senzoru od 10 do 40 °C [44].

Pokud uživatel podrží obě tlačítka, jak je napsáno na uvítací obrazovce, po čas co je zobrazena uvítací obrazovka, bude vpuštěn do bloku „Varování“. Blok „Varování“ byl přidán, aby se předešlo překalibrování modulu, ke kterému by mohlo dojít nechtěným stisknutím tlačítek. V tomto bloku byl zobrazen text, který vyzve uživatele k uvolnění tlačítek. Pokud uživatel v bloku „Varování“ neuvolní tlačítka, nesplní tuto podmínku pro vpuštění do kalibrace. V případě nesplnění této podmínky bude blok „Proces kalibrace“ přeskočen a bude zobrazen blok „Zobrazení koncentrace“. Pokud uživatel uvolní tlačítka, splní výše uvedenou podmínku a bude vpuštěn do bloku „Proces kalibrace“.

V bloku „Proces kalibrace“ probíhá kalibrace modulu a jsou zde vytvořeny a uloženy hodnoty pro proměnné  $x_1$  a  $x_2$ . Na displej je vypsán text instruuující uživatele ke kalibraci při koncentraci kyslíku 21 % stisknutím levého tlačítka, čímž je uloženo snímané napětí jako hodnota proměnné  $x_1$  a ke kalibraci při koncentraci kyslíku 100 % stisknutím pravého tlačítka, čímž je uloženo snímané napětí jako hodnota proměnné  $x_2$ . Na pořadí uložení těchto hodnot nezáleží. Na konci tohoto textu byl vypsán postup pro ukončení kalibrace, a to podržením obou tlačítek. Pokud uživatel podrží obě tlačítka bude vpuštěn do bloku „Zobrazení koncentrace kyslíku“. V bloku „Proces kalibrace“ jsou také všechny hodnoty snímaného napětí průměrovány.

## 4.5 Grafická uživatelská prostředí Matlab a LabVIEW

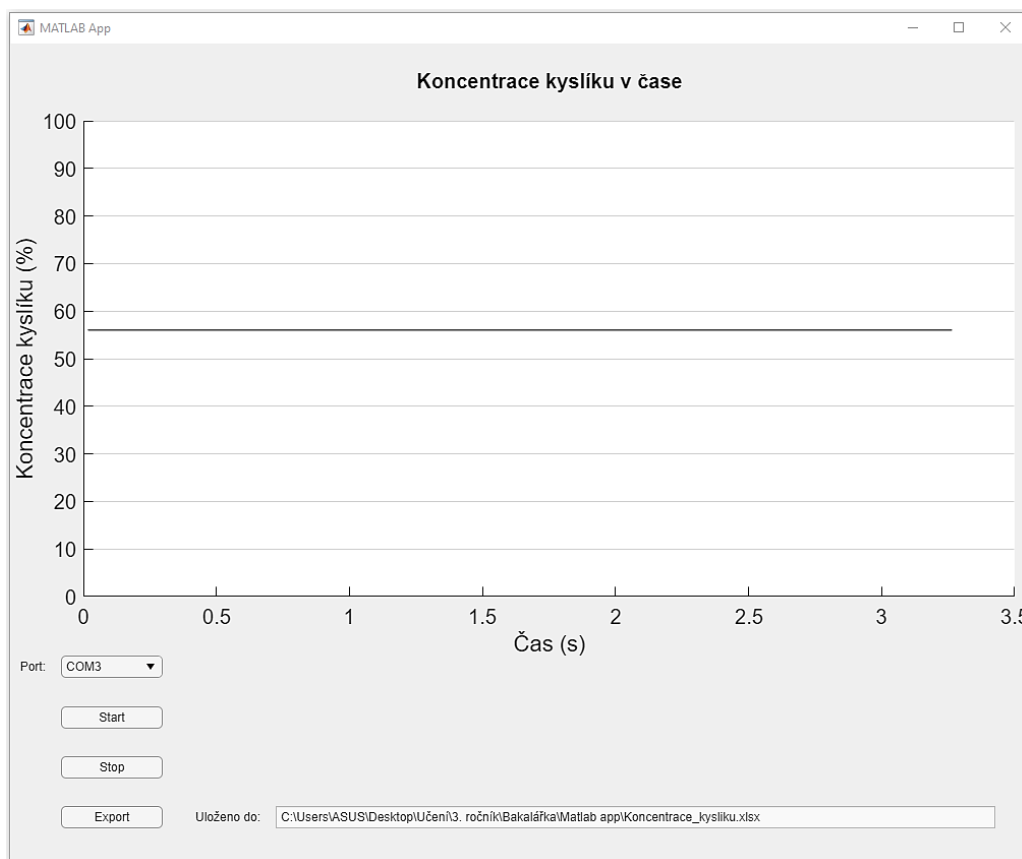
Pro další možnost práce s měřeným signálem byla vytvořena grafická uživatelská prostředí v aplikaci Matlab a LabVIEW. V aplikaci Matlab byla vytvořena pro tento účel aplikace pomocí Matlab App Designeru. V obou prostředích byl vytvořen kód, který přes USB kabel čte sériové hodnoty posílané z Arduina bez nutnosti přehrání vnitřního skriptu Arduina.

V aplikaci vytvořené v Matlab App Designeru jsou data z USB kabelu, připojeného k modulu a počítači, snímána pomocí funkce „serialport“. Vstupy pro tuto funkci jsou výběr snímaného USB portu a rychlost snímání tohoto portu „baud rate“. Pro výběr portu byla vložena funkce „DropDown“, u které bylo nastaveno, aby zobrazovala dostupné porty pomocí funkce „serialportlist(“available““). Hodnota „baud rate“ byla nastavena na 9600, což je základní nastavení pro Arduino Uno.

Konkrétní hodnoty koncentrace kyslíku jsou načítány pomocí funkce „readline“, jejímž vstupem je čtený port, který uživatel vybral. Z času načtení hodnoty koncentrace a hodnoty koncentrace samotné jsou vytvořeny body pomocí funkce „addpoints“. Tyto body jsou vykreslovány pomocí funkce „animatedline“.

Pro export naměřených dat byla použita funkce „writematrix“. Vstupy této funkce jsou: matice naměřených hodnot, typ akce, který byl vybrán „WriteMode“, neboli zápis dat a poslední vstup „replacefile“, který přepíše poslední naměřená data. Místo uložení bylo zajištěno tak, aby byla data ukládána do stejné složky, ve které je uložena vytvořená aplikace. Po exportu dat se uživateli zobrazí místo uložení v okénku v aplikaci, u kterého byla vypnuta možnost editace. Naměřené hodnoty jsou ukládány ve formátu.xlsx.

Grafické uživatelské prostředí vytvořené v Matlab App Designeru je zobrazeno na obrázku 4.4. Prostředí obsahuje graf zobrazující vývoj koncentrace kyslíku v čase, okénko „Port:“ pro výběr portu, na který je připojeno Arduino, tlačítko „Start“ pro zahájení měření, tlačítko „Stop“ pro ukončení měření, tlačítko „Export“ pro uložení naměřených dat a okénko „Uloženo do:“, které zobrazuje kam byla naměřená data uložena. Šedivá čára v grafu představuje měřenou koncentraci kyslíku.



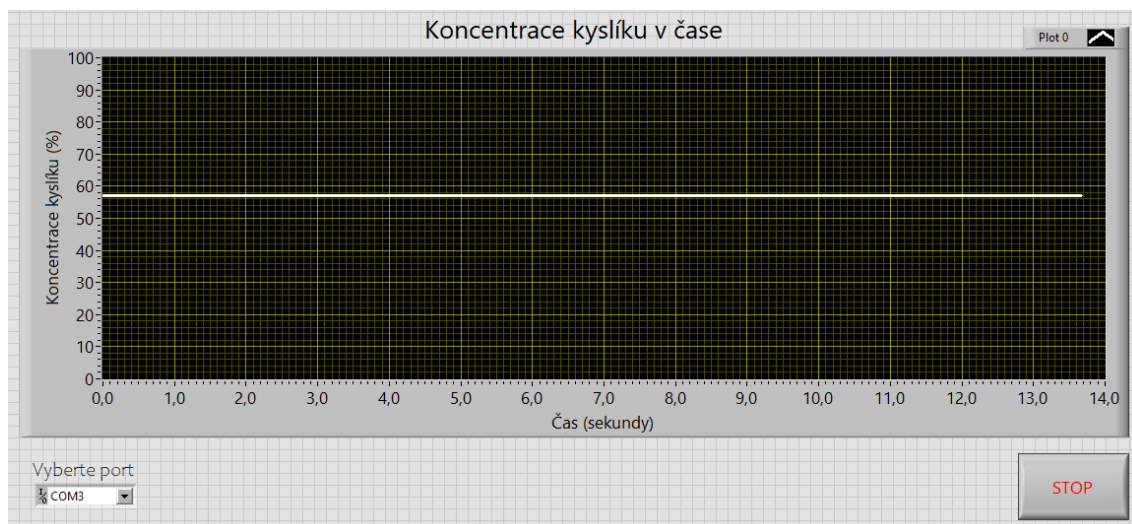
Obrázek 4.4: Grafické uživatelské prostředí vytvořené v aplikaci Matlab App Designer.

V LabVIEW byl pro otevření komunikačního kanálu použit blok „VISA Open“. Vstupem tohoto bloku je USB port, skrze který je připojený k počítači modul pro měření kyslíku. Tento port musí uživatel vybrat ručně z nabídky aktivních portů. Pro nastavení komunikace byl přidán blok „VISA Configure Serial Port“, u kterého byla nastavena hodnota „baud rate“ na 9600. Dále byl přidán blok „VISA read“, u kterého byla zvolena hodnota 5 pro vstup „byte count“.

Z bloku „VISA Read“ byla data přivedena do bloku „Scan Value“, pomocí kterého jsou získávány konkrétní hodnoty koncentrace kyslíku měřené modulem. Tyto hodnoty jsou vykreslovány do grafu s časem získání této hodnoty pomocí funkce „Build XY Graph“.

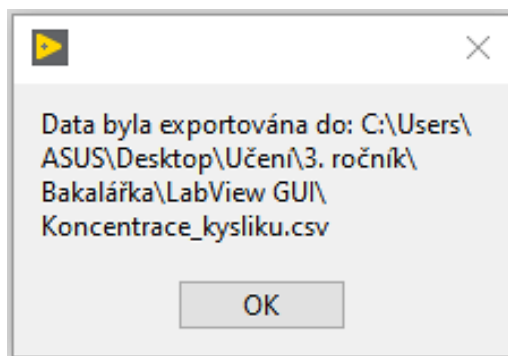
Po zastavení tohoto skriptu se uživateli zobrazí informační okénko (obrázek 4.6) o místě uložení naměřených dat. Ukládání je tedy automatické. Data jsou ukládána do tabulky, která je vytvořena pomocí funkce „Write Delimited Spreadsheet“. Bylo nastaveno, aby byla data ukládána do složky, ve které se nachází tento vytvořený skript, neboli vytvořené grafické uživatelské prostředí LabVIEW. Naměřené hodnoty se ukládají ve formátu csv.

Grafické uživatelské prostředí LabVIEW je zobrazeno v obrázku 4.5. Prostředí obsahuje graf, který zobrazuje vývoj koncentrace kyslíku v čase, okénko pro výběr portu, na který je připojeno Arduino a tlačítko „STOP“ pro ukončení měření a export dat. Bílá čára v grafu představuje měřenou koncentraci kyslíku.



Obrázek 4.5: Grafické uživatelské prostředí vytvořené v aplikaci LabVIEW.

Na obrázku 4.6 je vidět text, informující uživatele o místě uložení dat získaných během měření, který se uživateli automaticky zobrazí po stisknutí tlačítka „STOP“.

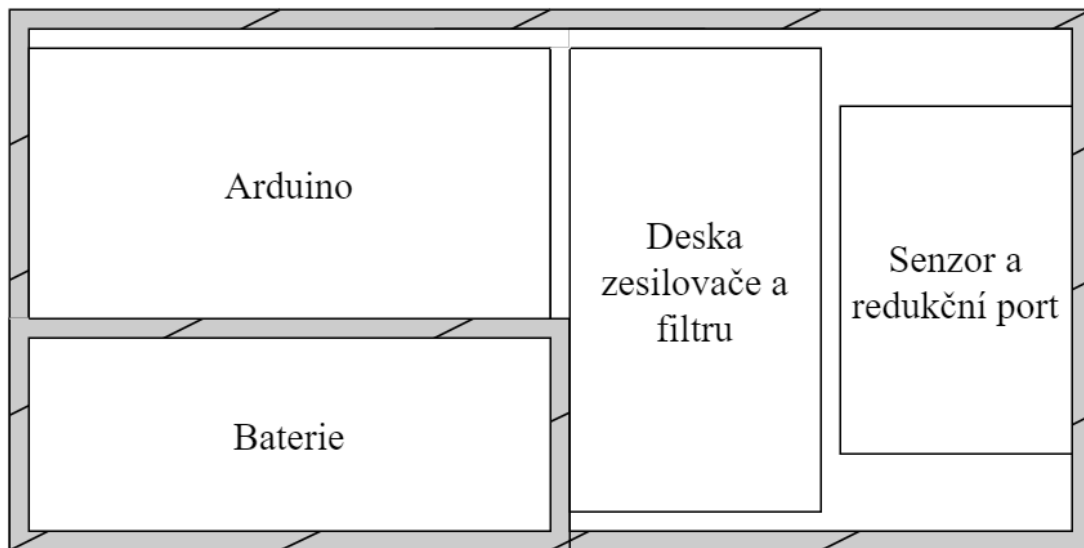


Obrázek 4.6: Text zobrazující informace o místě uložení.



## 4.6 Návrh dílů tvořících pouzdro modulu

Pomocí rozměrů Arduina, držáku na baterii a DPS se zesilovačem a filtrem bylo vytvořeno základní vnitřní uspořádání těchto dílů v modulu, zobrazené na obrázku 4.7.



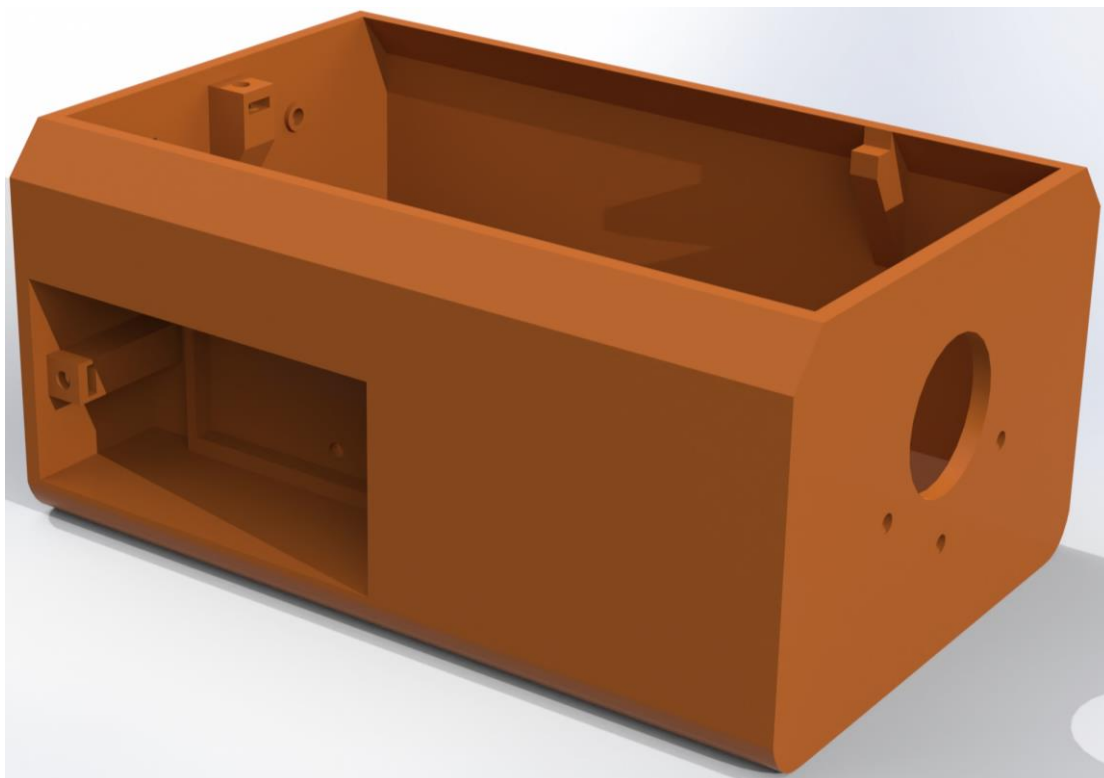
Obrázek 4.7: Vnitřní uspořádání modulu.

V programu SOLIDWORKS (Dassault systèmes SolidWorks Corporation, Francie) byly navrženy díly, které dohromady tvoří kryt pro elektroniku a další vnitřní součástky modulu. Bylo navrženo pouzdro, poklop na pouzdro, poklop na baterii a redukční port, který zajišťuje kompatibilitu s anesteziologickými okruhy. Vnější stěny pouzdra, poklopu na pouzdro a poklopu na baterii byly navrženy o tloušťce minimálně 3 mm, pro dosažení vyšší pevnosti modulu. Pro dosažení vyššího rozlišení a vizuální kvality návrhů, byly všechny návrhy dílů upraveny a počítačově vykresleny jako obrázky pomocí aplikace SOLIDWORKS Visualize 2021.

Do pouzdra byly přidány otvory pro vypínač, LED, USB výstup Arduina a otvor pro redukční port. Připevnění Arduina, DPS se zesilovačem a filtrem a redukčního portu k pouzdru bylo řešeno navržením otvorů pro šrouby ve stěnách pouzdra. Otvory vytvořené na spodní straně pouzdra byly navrženy tak, aby po umístění šroubů do těchto otvorů šrouby nevyčnívaly. Pro držák na baterii byl navržen límec, který má zajistit jeho správnou polohu na vnitřní stěně prostoru pro baterii. Pro omezení interakce uživatele s vnitřním uspořádáním modulu a pro usnadnění výměny baterie byl bateriový prostor s jeho vstupem oddělený od zbytku modulu. Vnější hrany pouzdra byly zaobleny, aby bylo držení pouzdra komfortnější.

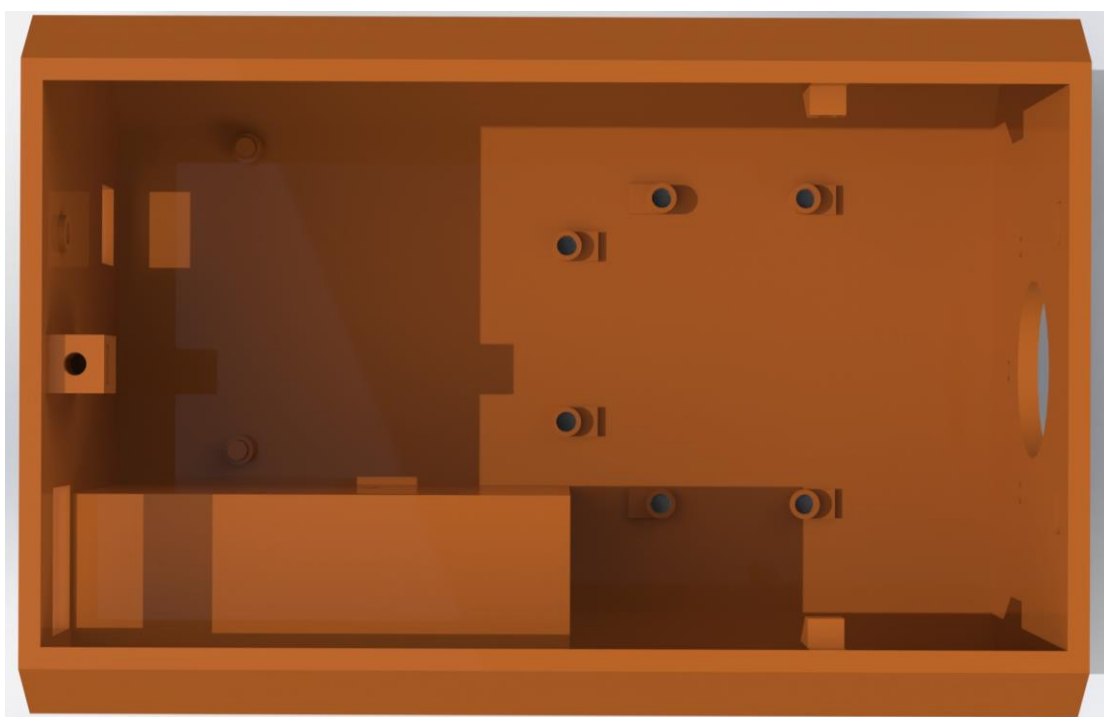
Na obrázku 4.8 je zobrazeno pouzdro z boku, u kterého je v levém spodním rohu vidět bateriový prostor s límcem a sloupkem pro upevnění držáku na baterii. Sloupek má v sobě z boku obdélníkový otvor pro umístění matice. Podobný sloupek se stejným obdélníkovým otvorem pro umístění matice je vidět v levém horním rohu obrázku. Tento

sloupek slouží pro uchycení poklopu na pouzdro k pouzdro samotnému. V pravém dolním rohu jsou tři malé otvory a jeden velký otvor, které slouží pro prostrčení a upevnění redukčního portu zobrazeného na obrázku 5.11 a 5.12.



Obrázek 4.8: Pouzdro z boku.

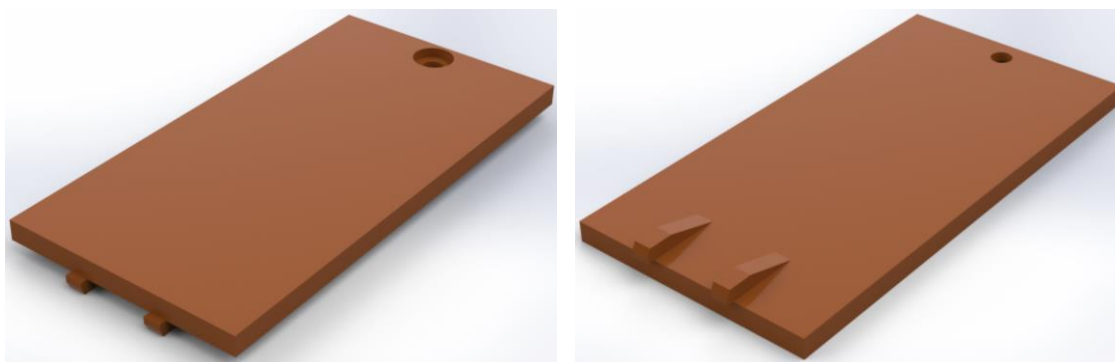
Na obrázku 4.9 je vidět několik otvorů, které nebyly popsány v obrázku 4.8.



Obrázek 4.9: Pohled na pouzdro shora.

Šest malých otvorů v pouzdře na obrázku 4.9 slouží pro prostrčení šroubů a uchycení Arduina a desky zesilovače a filtru k pouzdru. Výstupky v levé části slouží pro uchycení Arduina. Vnitřní uspořádání a umístění hlavních součástek bylo zobrazeno v obrázku 4.7. Na levé straně obrázku jsou dva otvory. Otvor, který je na obrázku více nahoře slouží pro USB konektor Arduina. Otvor, který je na obrázku níže je otvor pro kolébkový vypínač. Na pravé straně obrázku jsou na stěnách, z pohledu na obrázek na vrchní a spodní straně, dva výstupky. Tyto výstupky slouží jako pevnostní podpora poklopu na pouzdro.

Poklop na baterii zobrazený na obrázku 4.10 je odnímatelný a pro jeho připevnění k pouzdru v něm byl navržen otvor pro šroub. Pro usnadnění umístění poklopu do svého místa byly na poklopu navrženy malé výčnělky, které zapadnou do otvorů navržených v pouzdru. Výčnělky byly na spodní straně zkoseny, aby při vyjmutí poklopu nedošlo k jejich odlomení. Vnější strana poklopu na baterii zobrazená v levé části obrázku 4.10 je strana, která bude po upevnění k pouzdru viditelná. Vnitřní strana zobrazená na pravé části obrázku 4.10 nebude po upevnění k pouzdru viditelná. Otvor v poklopu slouží pro prostrčení šroubu, kterým je poklop upevněn k pouzdru.

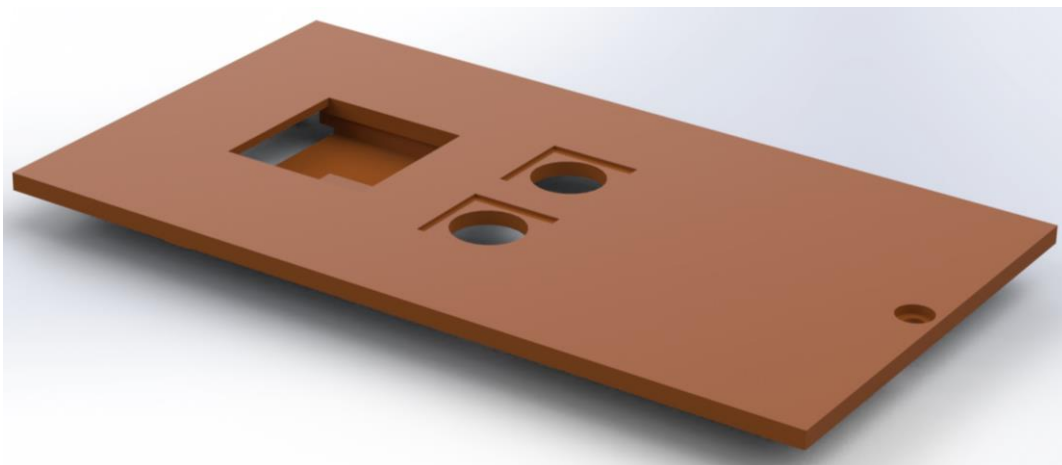


Obrázek 4.10: Poklop na baterii. Na levém obrázku je vnější strana poklopu. Na obrázku pravém je strana vnitřní.

Poklop na pouzdro zobrazený na obrázku 4.11 je čelním panelem modulu. V poklopu na pouzdro byly navrženy otvory pro displej, tlačítka a šroub. Otvory pro šroub a displej byly navrženy tak, aby z nich tyto součástky nevyčnívaly. Pro připevnění poklopu byl navržen sloupek s postranním otvorem pro vsunutí matice, která tak vytvoří závit pro šroub, podobně jako v prostoru pro baterii. Pro tlačítka byl navržen kolem otvorů snížený povrch ve tvaru čtverce pro zamezení rotace tlačítek. Ze spodní strany krytu byl navržen držák pro zasunutí displeje a držák pro desku s napěťovým děličem. Pro poklop na pouzdro byly v pouzdru navrženy podpěry, aby byla zajištěna dodatečná pevnost a zabránilo se prohýbání poklopu. Stejně jako u poklopu na baterii, byly u poklopu na pouzdro přidány výčnělky, které mají sloužit k usnadnění umístění poklopu do svého místa.

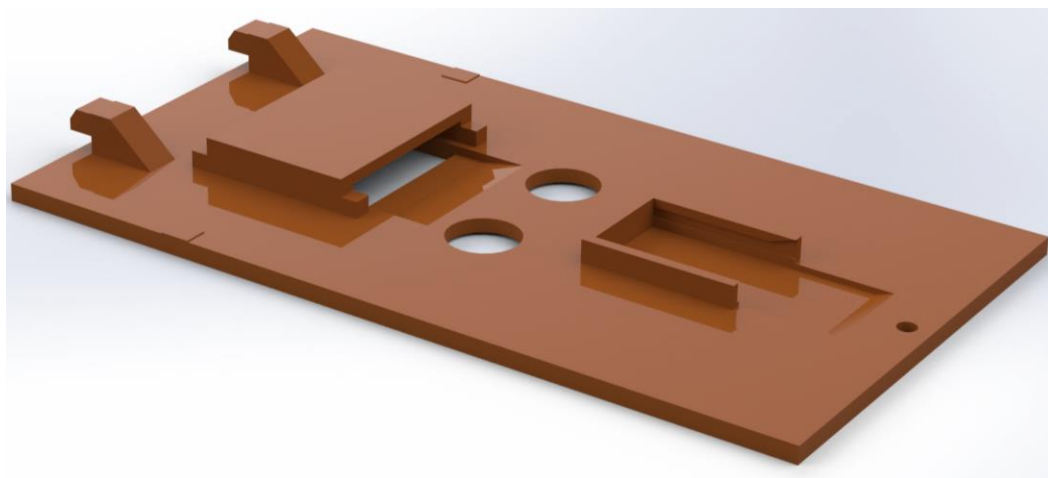
Vrchní strana poklopu na pouzdro je zobrazena v obrázku 4.11. V poklopu je několik otvorů. Malý otvor na pravé straně obrázku slouží pro prostrčení upevňovacího šroubu.

Dva prostřední kruhové otvory s čtvercovými výřezy slouží pro umístění tlačítek. Velký čtvercový otvor je určen pro displej.



Obrázek 4.11: Vrchní část, neboli čelní panel poklopu na pouzdro.

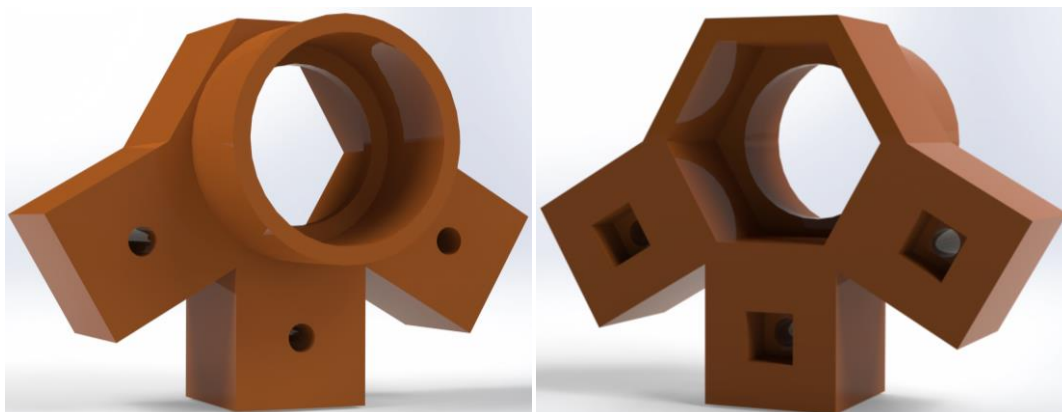
Na obrázku 4.12 můžeme, podobně jako na obrázku 4.10, vidět výčnělky, které slouží pro snazší umístění poklopu na své místo. Dále poklop obsahuje dva držáky. Držák na levé straně obrázku slouží pro uchycení displeje. Držák na pravé straně obrázku slouží pro uchycení desky napěťového děliče.



Obrázek 4.12: Spodní strana poklopu na pouzdro.

Redukční port zobrazený na obrázku 4.13 byl navržen tak, aby byl rozměrově kompatibilní s anesteziologickými okruhy dle normy ČSN EN ISO 5356-1 [52], konkrétně se zástrčkami s vnějším průměrem 22 mm. Pro tento díl byly v pouzdru (obrázek 4.8) navrženy tři otvory pro šrouby a jeden velký otvor pro připojení k anesteziologickým okruhům. V redukčním portu byly navrženy z vnitřní strany modulu otvory pro matice. Ve velkém otvoru je zúžení, což je přepážka pro zabránění přílišnému zastrčení zástrčky, nebo matice. Na levé části obrázku 4.13 je strana, kterou bude modul připojen k anesteziologickým okruhům. Na pravé části obrázku 4.13 je vidět velký

šestihranný otvor pro umístění matice, do které bude zašroubován senzor. Menší čtvercové otvory slouží pro umístění matic.



Obrázek 4.13: Redukční port pro zajištění kompatibility s anesteziologickými okruhy.

## 4.7 Konstrukce modulu

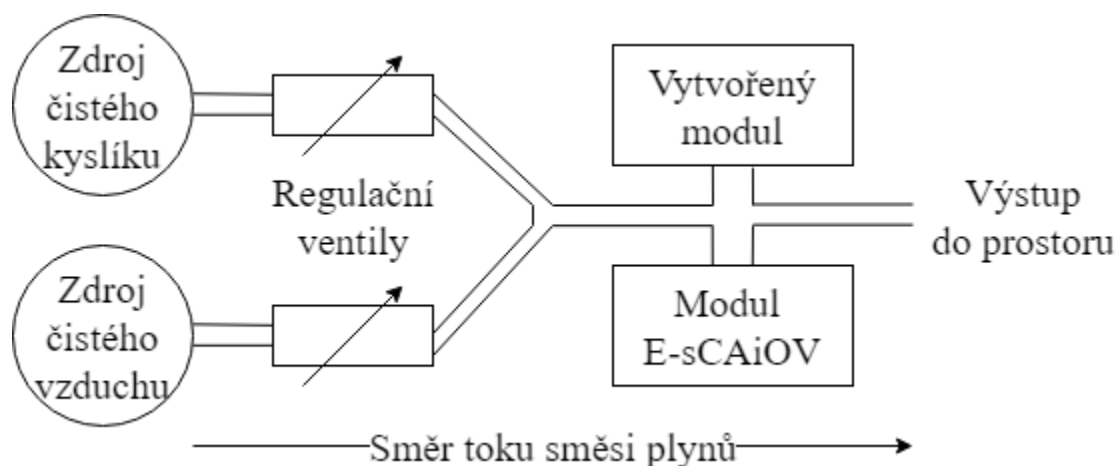
Všechny navržené díly byly převedeny do programu PrusaSlicer (Prusa Research a.s., Česká Republika) [53], kde byly připraveny na tisk. Všechny díly byly tisknuty originálním materiálem PLA bronzové barvy pro tiskárny od firmy Prusa Research a.s. K tisku byla nastavena teplota trysky 215 °C a teplota podložky 60 °C. V programu bylo nastaveno automatické generování podpěr, pokud by byl úhel převisu vyšší, než 45°. Pro tisk navržených dílů byly zvoleny různé hodnoty výplně. Pro pouzdro a redukční port byla zvolena hodnota výplně 30 % a pro oba poklopy výplň 100 %, aby byla zajištěna vyšší pevnost těchto dílů. Tloušťka vrstev, ve kterých tiskárna tiskne, byla nastavena na 0,15 mm pro všechny díly. Pouzdro bylo tisknuto na tiskárně Prusa MINI+ za použití lesklé tiskové podložky. Ostatní díly byly vytisknuty tiskárnou Original Prusa i3 MK3 s matnou tiskovou podložkou.

Po vytisknutí všech dílů a obstarání všech součástí byl sestrojen finální modul pro měření koncentrace kyslíku. K připevnění Arduina, desky se zesilovačem a filtrem, redukčního portu, poklopu na baterii a poklopu na pouzdro byly použity šrouby a čtvercové matice velikosti M3. Skrze díry v držáku na baterii bylo aplikováno tavnou pistolí lepidlo pro zajištění pevného spoje držáku na baterii s pouzdem. Tavnou pistolí byla také připevněna indikační LED. Tato LED je zapojena přes 4,7k $\Omega$  rezistor do digitálních pinů 6 a 7. Tyto piny byly nastaveny na „HIGH“ (pin 7) a „LOW“ (pin 6). Díky konstrukci kolébkového vypínače mohl být vypínač do vytvořeného otvoru pouze zasunut. Displej byl vsunut do pro něj určeného držáku, který je na poklopu pro pouzdro, kam byl dodatečně připevněn tavnou pistolí. Deska napěťového děliče byla vsunuta do pro ní určeného držáku a nebyla jinak více připevňována. Tlačítka byla ze spodní strany poklopu na pouzdro připevněna maticemi, které k nim byly přiloženy.

## 4.8 Ověření přesnosti sestaveného modulu

Po sestavení modulu byl modul zkalibrován a byly měřeny jeho vlastnosti. Pomocí přístroje GE Carescape B450 (General Electric, USA) s modulem pro měření koncentrace kyslíku E-sCAiOV byla ověřována přesnost měření vytvořeného modulu. Hodnoty byly odečítány z displeje vždy, až po ustálení hodnot na obou přístrojích. Všechny hodnoty byly měřeny při stálé teplotě 25 °C. Naměřené hodnoty a jejich rozdíly byly zaneseny do tabulek.

Schéma měřicí sestavy je zobrazeno na obrázku 4.14. Podíl kyslíku ve ventilační směsi plynů, který byl měřen oběma vyznačenými moduly zároveň, byl nastavován pomocí regulačních ventilů.



Obrázek 4.14: Schéma měřicí sestavy použité k ověření přesnosti měření vytvořeného modulu.

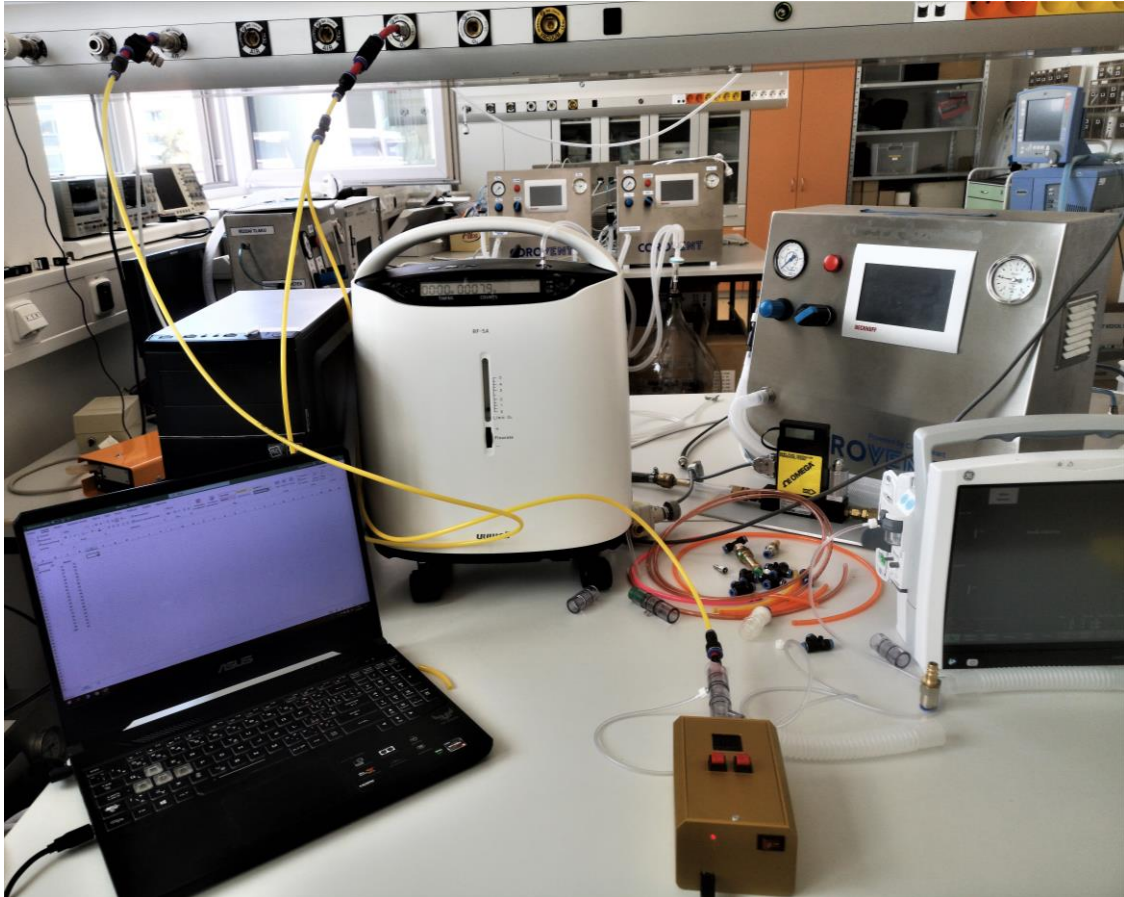
Dodatečně byla měřena rychlost přeběhu vytvořeného modulu dle schématu na obrázku 4.14. Měření probíhalo pomocí vytvořených uživatelských prostředí. Vytvořený modul byl připojen ke zdroji čistého kyslíku a po ustálení hodnoty na 100 % byl tento přívod uzavřen a byl otevřen přívod čistého vzduchu. Byla měřena doba přeběhu, která byla určena první hodnotou koncentrace kyslíku, která byla rovna 22 %. Byl měřen také opačný případ, kdy byl modul po dostatečném odvětrání na vzduchu (poklesu koncentrace  $FO_2$  na 21 %) připojen ke zdroji čistého kyslíku a byla pozorována doba přeběhu  $t_{90}$ , neboli doba, kterou trvá modulu zobrazit první hodnotu koncentrace kyslíku 90 %.

Teplotní stabilita byla ověřována pomocí zabudovaného teploměru DS18B20. Pro účel tohoto měření byl sestaven jednoduchý kód, který každou minutu vypsal hodnotu koncentrace kyslíku a teplotu uvnitř modulu ve stupních Celsia. Vytvořený modul byl umístěn na okno a ponechán zde část dne. Během tohoto měření se teploty pohybovaly v rozmezí 15,75 až 34 °C. Měření probíhalo při stálé koncentraci kyslíku 21 %, čehož bylo dosaženo otevřením oken a uzavřením pokoje, aby nemohlo být měření narušeno například vydechaným  $CO_2$ . Několika nejnižších hodnot teploty bylo dosaženo



krátkým umístěním modulu do lednice. Bylo sledováno, zda a jaký má teplota vliv na zobrazovanou koncentraci kyslíku.

Obrázek 4.15 je fotografie z měření zabývajícího se ověřením přesnosti sestaveného modulu a rychlostí přeběhu.



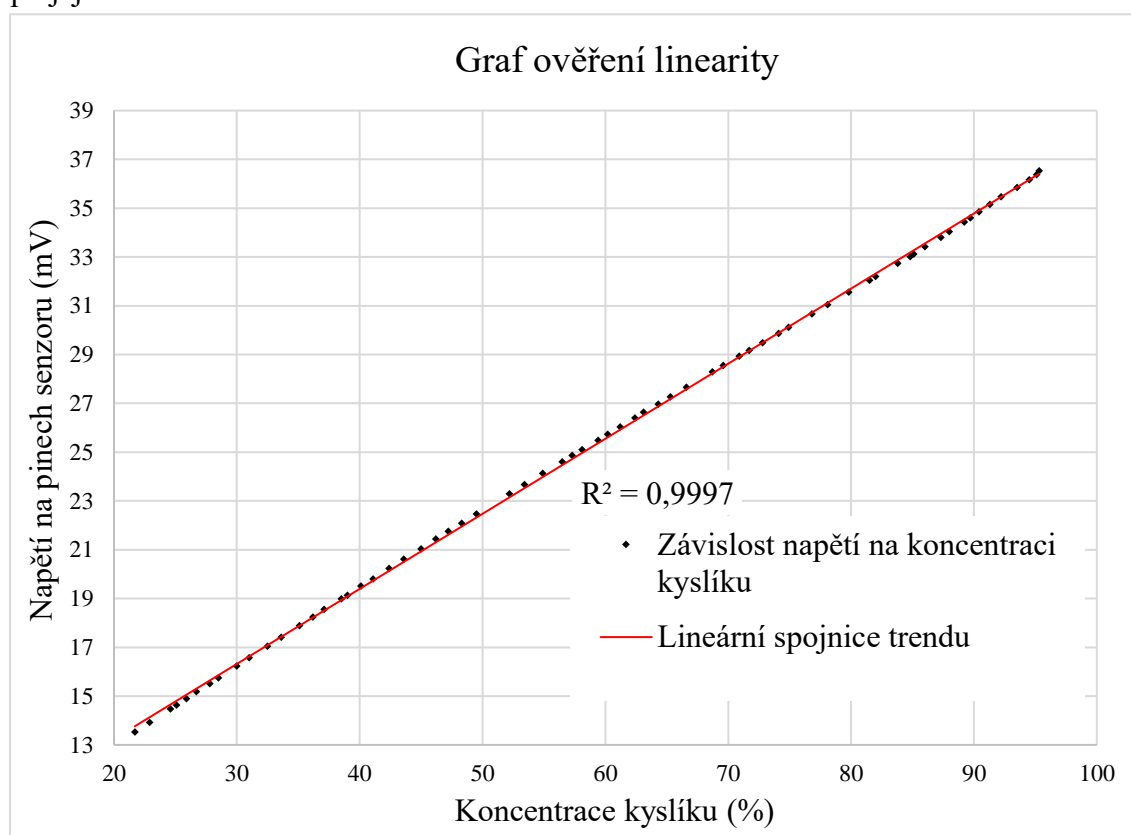
Obrázek 4.15: Foto z měření přesnosti modulu zapojené dle schématu v obrázku 4.14.

## 5 Výsledky

V této kapitole jsou uvedeny veškeré výsledky. Způsob získání těchto výsledků byl popsán v metodách.

### 5.1 Ověření linearity senzoru a rozsahu měření

Koeficient  $R^2$  a hodnoty napětí na pinech senzoru v závislosti na koncentraci kyslíku jsou zobrazeny v grafu 5.1. Hodnoty koncentrace kyslíku a napětí byly odečteny vždy až po jejich ustálení.



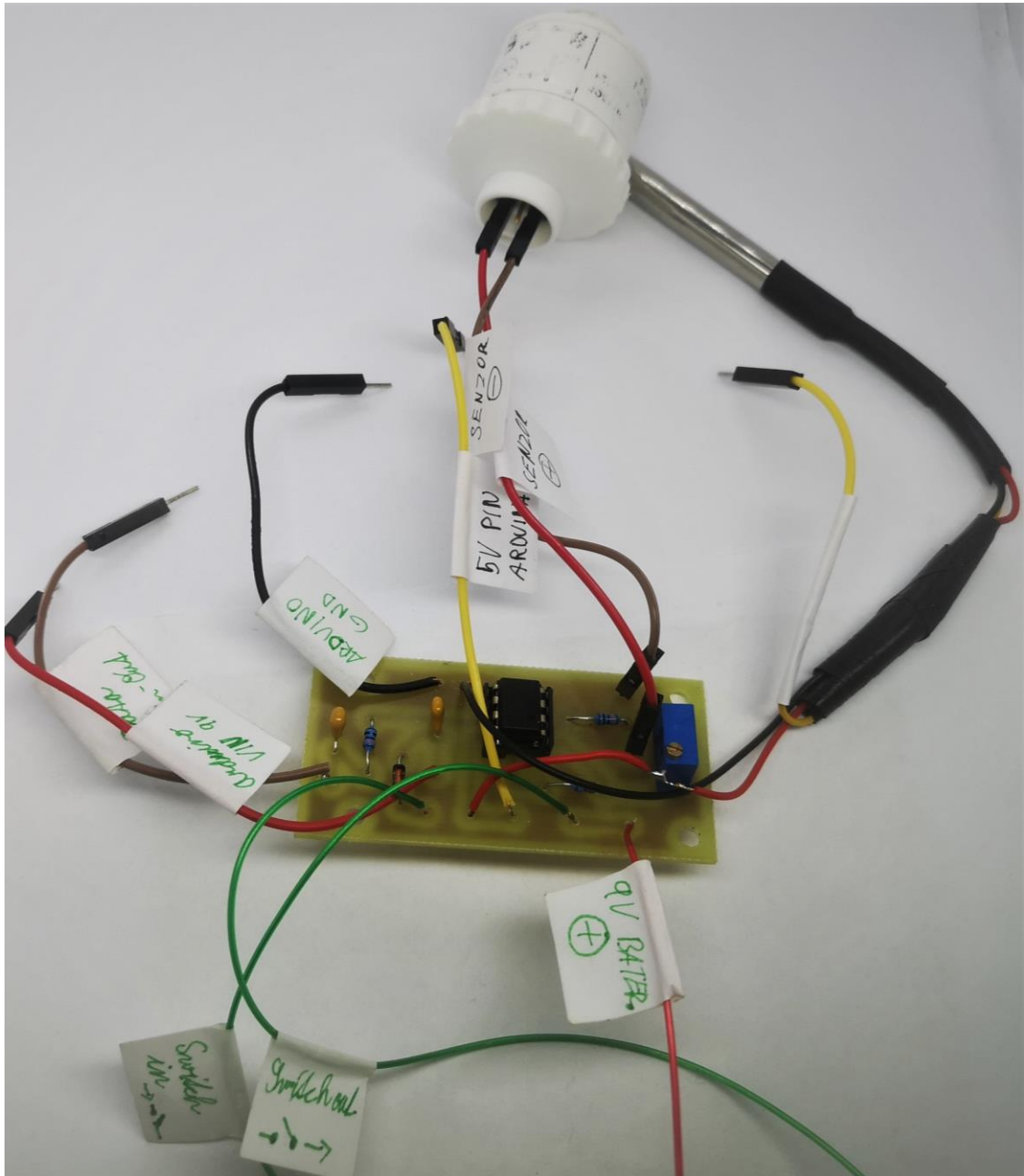
Graf 5.1: Graf pro ověření linearity.

Ověření rozsahu měření pomocí čistého dusíku a následně čistého kyslíku ukázalo, že vybraný kyslíkový senzor je schopen měřit koncentraci kyslíku v rozsahu 0 až 100 %.



## 5.2 DPS deska se zesilovačem a filtrem

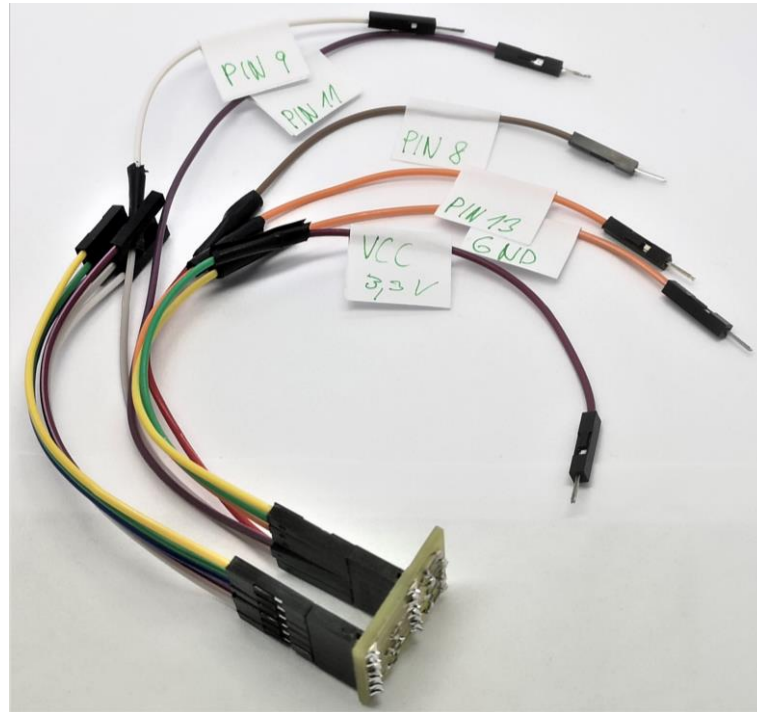
Napájená deska zesilovače a dolnofrekvenčního filtru na DPS je zobrazena na obrázku 5.1. Jednotlivé popisky na kabelech této desky indikují, kam mají být kabely připojeny. V pravém horním rohu je vidět teploměr DS18B20 v kovovém zapouzdření. Modrá krabička na desce je trimr, pomocí kterého se nastavuje velikost zesílení signálu.



Obrázek 5.1: DPS deska se zesilovačem a filtrem.

### 5.3 Deska s napěťovým děličem

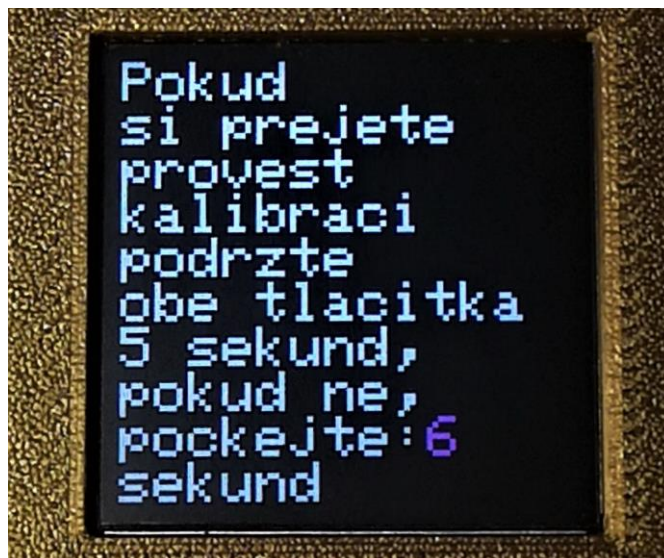
Deska napěťového děliče, která je použita pro snížení vstupních napětí displeje, je zobrazena v obrázku 5.2. Popis kabelů referuje na piny Arduina, kam mají být tyto kabely připojeny. Nepopsané kabely jsou určeny pro zapojení do displeje.



Obrázek 5.2: Deska napěťového děliče s popsányými kabely.

### 5.4 Uživatelské rozhraní modulu

V této části výsledků jsou zobrazeny texty, které se uživateli po zapnutí modulu zobrazí. Pořadí zobrazení těchto textů bylo schematicky zobrazeno v obrázku 4.3. První obrazovka, která se uživateli zobrazí je zobrazena na obrázku 5.3.



Obrázek 5.3: Uvítací obrazovka.

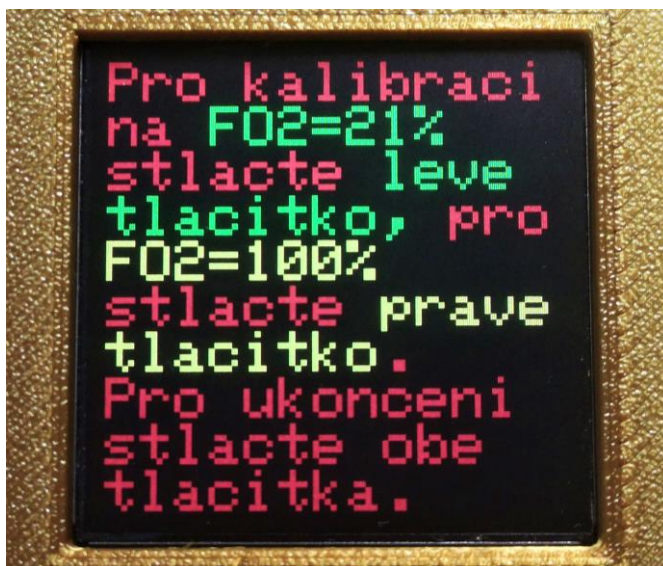
Bílý text na obrázku 5.3 je stacionární a je zobrazen po dobu 20 sekund. Fialové číslo ukazuje kolik času uživateli zbývá na této obrazovce. Fialové číslo je odpočítáváno od dvaceti k nule

Na obrázku 5.4 je zobrazen varovný text, který se uživateli zobrazí, pokud zvolí možnost kalibrace. Varovný text je zobrazen po dobu 5 sekund.



Obrázek 5.4: Obrazovka varování.

Pokud uživatel splní požadavek zobrazený na obrázku 5.4, bude vpuštěn do kalibrace, která je zobrazena na obrázku 5.5.



Obrázek 5.5: Obrazovka kalibrace.

Pro lepší přehlednost je text pro kalibraci pomocí levého tlačítka na obrázku 5.5 barevně odlišen od textu pro kalibraci pomocí pravého tlačítka.



Koncentrace je zobrazována poté co uživatel projde kalibrací, nebo kalibraci nezvolí. Obrazovka koncentrace kyslíku je zobrazena na obrázku 5.6.



Obrázek 5.6: Obrazovka pro zobrazení koncentrace kyslíku.

Pokud dojde při měření k překročení doporučeného teplotního rozsahu, jehož hodnoty jsou uvedeny v metodách, bude se střídavě zobrazovat obrazovka na obrázku 5.6 a obrazovka na obrázku 5.7.

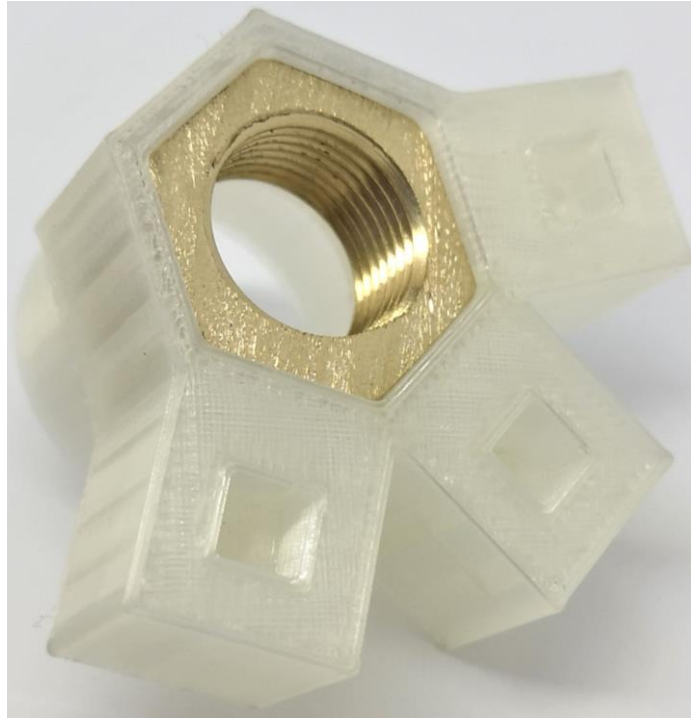


Obrázek 5.7: Obrazovka, která se zobrazí pouze při překročení doporučeného teplotního rozsahu.

## 5.5 Vytisknuté díly a jejich sestavy

V této části jsou zobrazeny vytisknuté a následně sestavené díly.

Na obrázku 5.8 je zobrazen vytištěný redukční port pro zajištění kompatibility s anesteziologickými okruhy s mosaznou maticí, která slouží jako závit pro senzor.



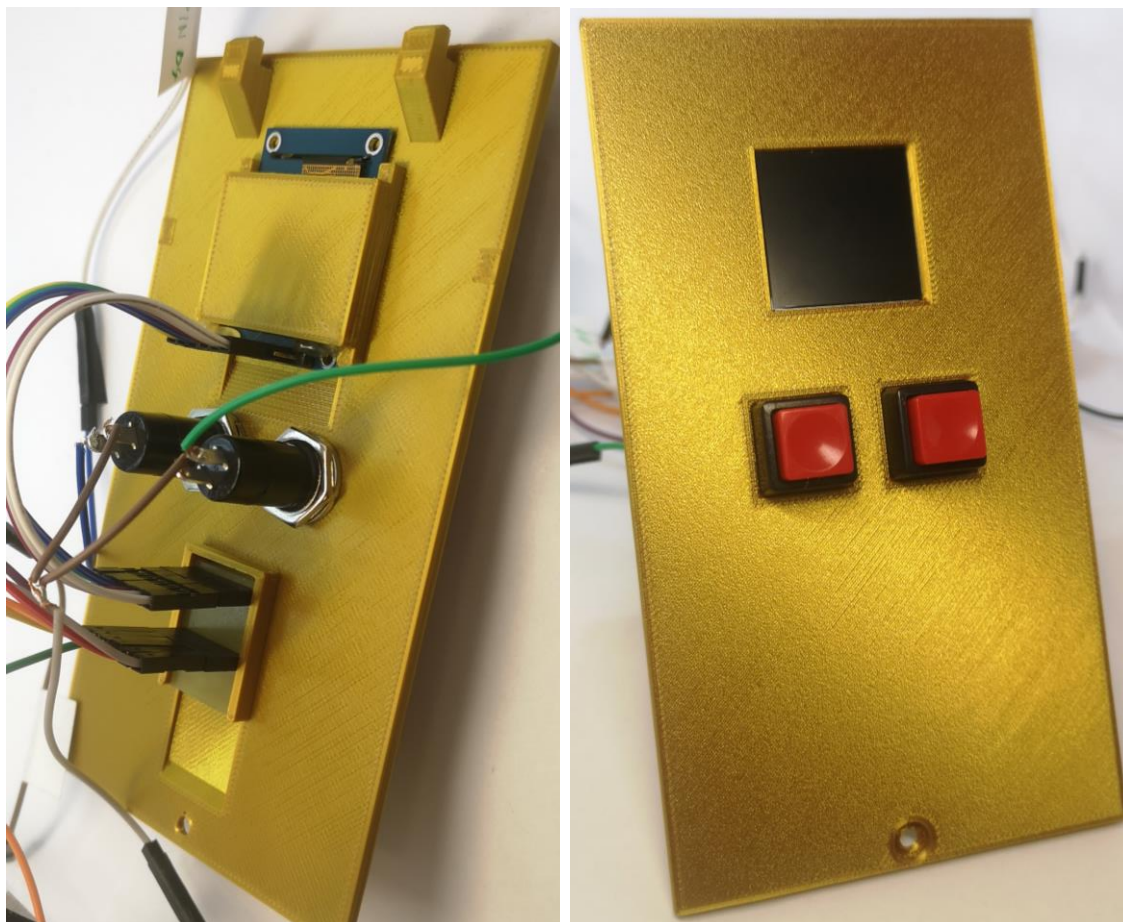
Obrázek 5.8: Redukční port s nasazenou maticí pro upevnění senzoru.

Na obrázku 5.9 je redukční port z obrázku 5.19, do kterého je zašroubovaný senzor a zástrčka pro anesteziologické rozvody.



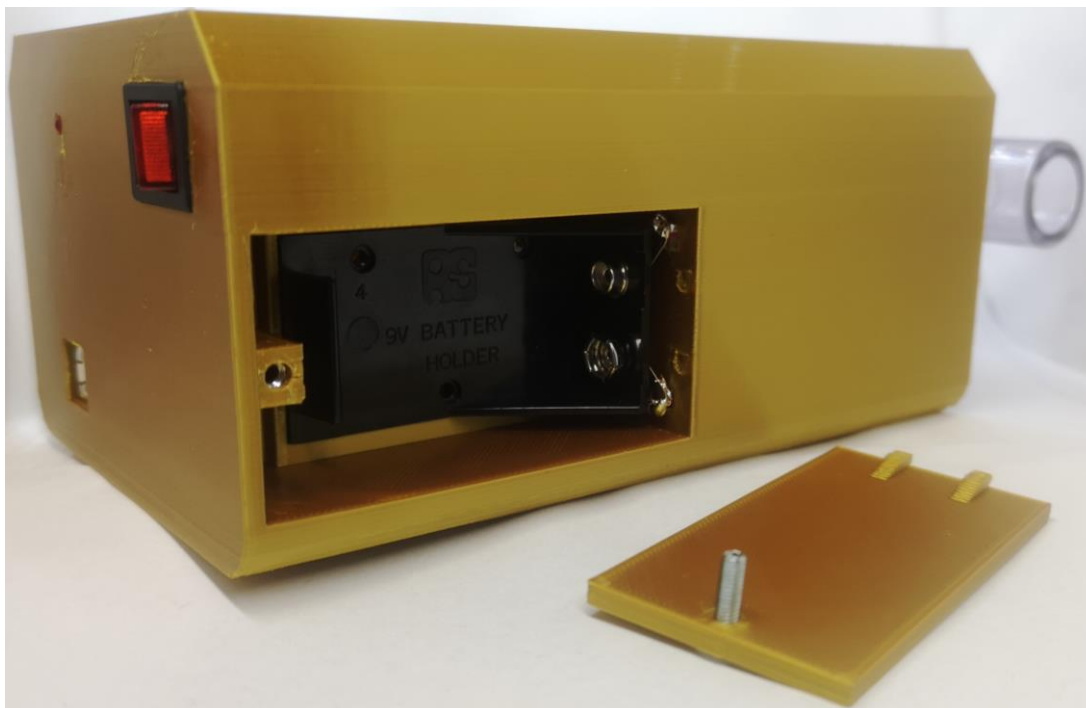
Obrázek 5.9: Redukční port se senzorem (na levé části obrázku) a zástrčkou (na pravé části obrázku).

Na levé fotografii Obrázku 5.10 je spodní strana poklopu na pouzdro s napěťovým děličem (ve spodní části obrázku), a dvěma tlačítky (ve středu) a displejem (v horní části obrázku). Na spodním kraji poklopu je otvor pro prostrčení šroubu. Na horním kraji poklopu jsou výčnělky pro snazší uchycení poklopu do pouzdra. Na pravé fotografii je svrchní strana poklopu na pouzdro s displejem (v horní části obrázku), dvěma tlačítky (ve středu obrázku) a otvorem pro šroub (spodní část obrázku).

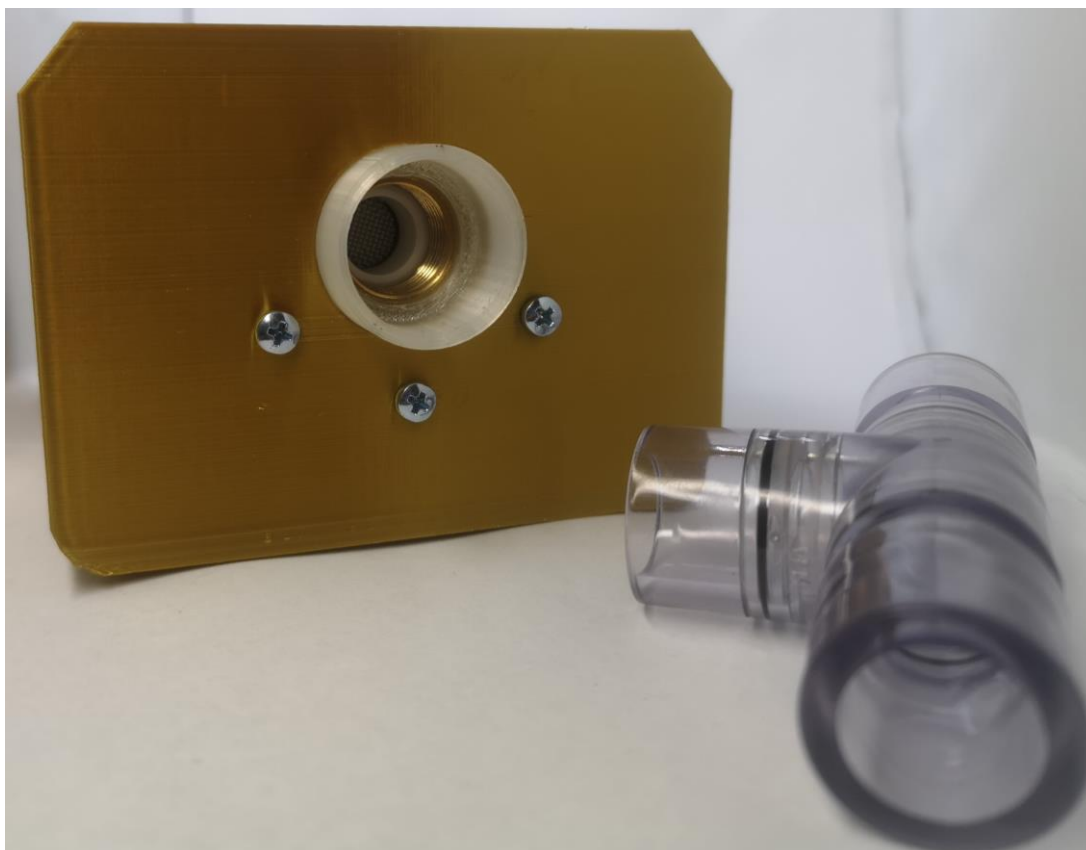


Obrázek 5.10: Osazený poklop na pouzdro

Na obrázku 5.11 je pouzdro s otevřeným bateriovým prostorem a poklopem na baterii. V levé části obrázku je vidět kolébkový vypínač, USB konektor Arduina a indikační led. V pravé části obrázku je vidět připojená zástrčka. Přední strana pouzdra se zástrčkou je na obrázku 5.12.



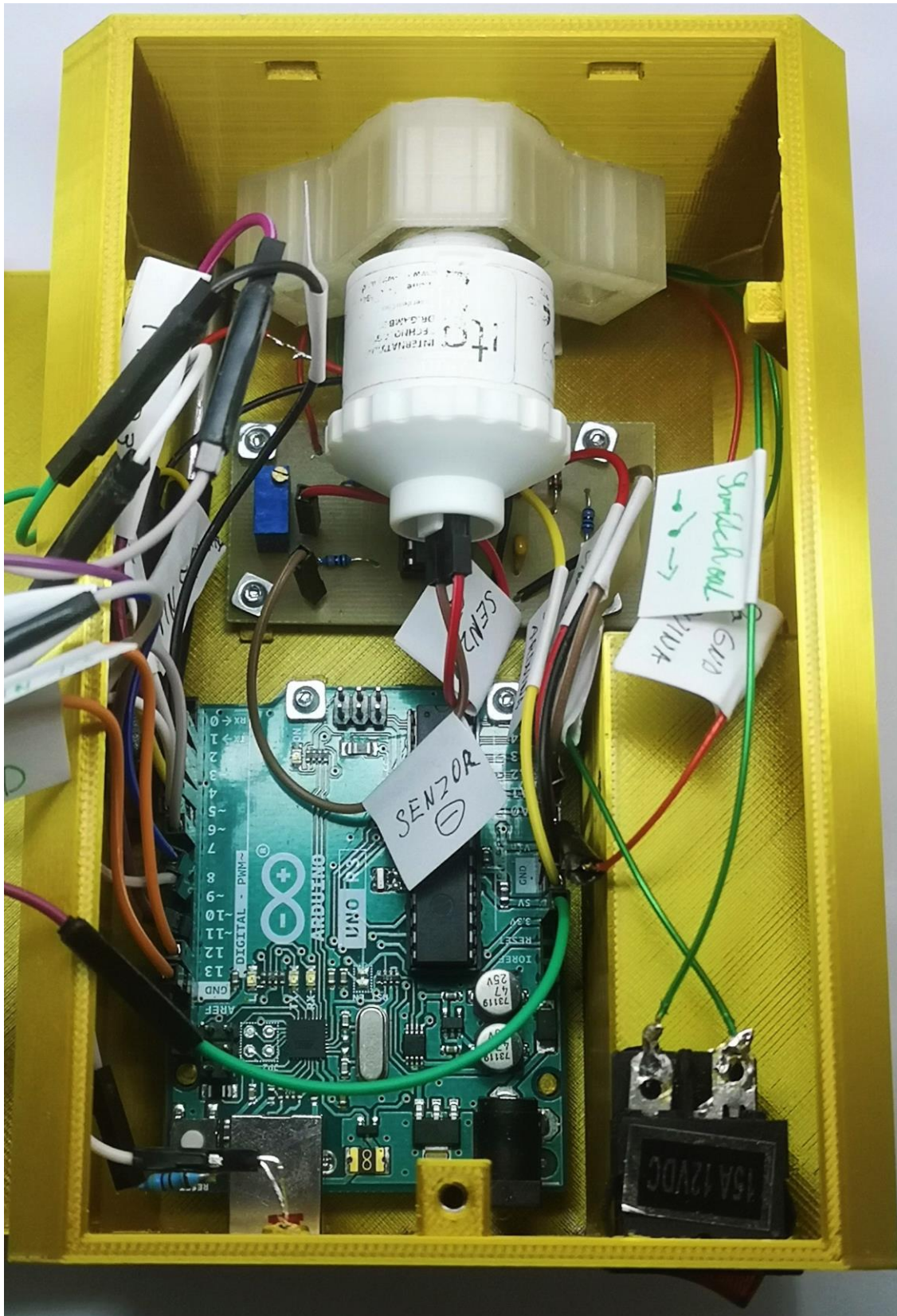
Obrázek 5.11: Pouzdro s otevřeným bateriovým prostorem.



Obrázek 5.12: Přední strana pouzdra s redukčním portem (otvor) připevněným šrouby a zástrčka (v pravém dolním rohu obrázku).



Na obrázku 5.13 je zobrazeno pouzdro se všemi připevněnými částmi ve finální konfiguraci.



Obrázek 5.13: Pohled na sestavené pouzdro shora.



Hotový sestavený modul je zobrazen na obrázku 5.14.



Obrázek 5.14: Hotový sestavený modul pro měření koncentrace kyslíku.

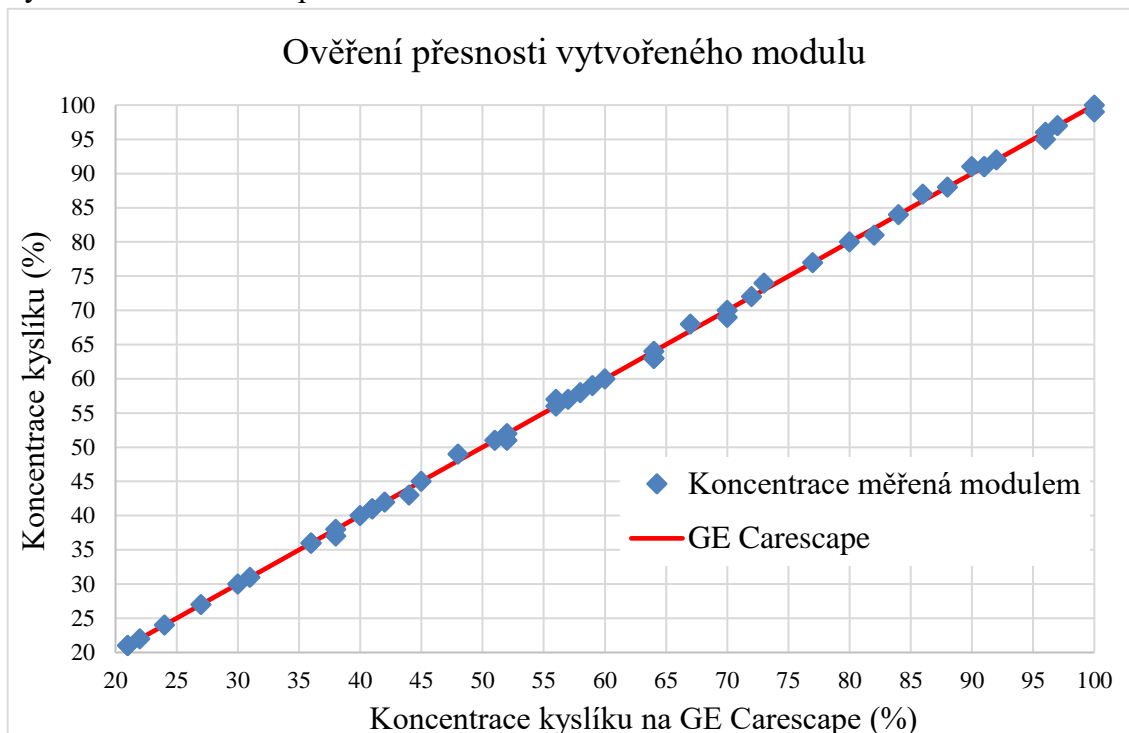
## 5.6 Teplotní stabilita modulu

Během měření v rozsahu teplot od 15,75 do 34 °C byla pozorována změna koncentrace pouze z 21 na 22 % FO<sub>2</sub>. Změna byla pozorována pouze u 20 hodnot z 570. Změna nastala při klesání teploty z 32,13 °C na 28,44 °C. Při zvyšování teploty v tomto rozsahu změna zobrazované koncentrace FO<sub>2</sub> nenastala.

## 5.7 Přesnost měření modulu

V této části je zobrazen graf několika měření provedených pro ověření přesnosti vytvořeného modulu společně s hodnotami zobrazovanými přístrojem GE Carescape B450 s modulem E-sCAiOV používaným jako referenční měřidlo. Červená čára v grafu 5.2 zobrazuje koncentrace kyslíku, které byly měřeny referenčním měřidlem. Tyto koncentrace byly vyneseny oproti koncentracím sebe sama ( $y=x$ ). Koncentrace kyslíku měřené vytvořeným modulem byly vyneseny jako modré body. Tyto hodnoty byly

vyneseny jako koncentrace kyslíku měřená modulem oproti koncentraci kyslíku měřené referenčním měřidlem. Veškeré odchylky od červené čáry jsou chyba v měření vytvořeného modulu oproti referenčnímu měřidlu.



Graf 5.2: Ověření přesnosti vytvořeného modulu oproti referenčnímu měřidlu.

Absolutní odchylka od přístroje GE Carescape B450 s jeho modulem E-sCAiOV ve všech měřeních činila maximálně  $\pm 1$  % FO<sub>2</sub>.

Hodnota směrodatné odchylky byla výpočtem určena 0,56 %. Po zaokrouhlení této hodnoty do řádu měření je tato hodnota 1 %.

## 5.8 Rychlost přeběhu

Naměřené časy přeběhu  $t_{90}$  byly v rozmezí 16,5 až 21 s. Přeběhy z 100 na 22 % FO<sub>2</sub> byly v rozmezí 21 až 31 s. Bylo pozorováno, že rychlost přeběhu je závislá na velikosti průtoku.

## 6 Diskuse

Byl vytvořen modul pro měření koncentrace kyslíku s přesností  $\pm 1\%$  FO<sub>2</sub>. Vytvořený modul je teplotně stabilní a to přinejmenším v měřeném rozsahu od 15,75 do 34 °C.

Ověření linearity senzoru bylo úspěšné. Dle grafu 5.1 a hodnoty koeficientu  $R^2$  je zřetelné, že lineární spojnice trendu velmi dobře popisuje závislost napětí na koncentraci senzoru, a to na 99,97 %. Dá se tedy s jistotou konstatovat, že senzor má lineární průběh. Zároveň bylo ověřeno, že je senzor schopný měřit v rozsahu koncentrace kyslíku 0 až 100 %.

Čistoty signálu bylo dosaženo pomocí dolnofrekvenční propusti a blokovacího kondenzátoru zobrazených na obrázku 4.2. Zvyšování kapacity blokovacího kondenzátoru nad zvolených 100 nF nemělo další pozitivní efekt na čistou signálu. Přidáním tohoto kondenzátoru byl na osciloskopu pozorován pokles peak-to-peak amplitudy šumu zhruba o 1/3. Mezní frekvence dolnofrekvenční propusti 1.59 Hz byla nastavena velikostí kapacity a odporu odpovídajících součástek. Velikost kapacity a odporu byla z několika konfigurací experimentálně vybrána jako nejvíce vyhovující. Přidáním dolnofrekvenční propusti byl opět pozorován na osciloskopu pokles peak-to-peak amplitudy šumu zhruba o 1/3.

Přidáním průměrování signálu klouzavým průměrem s velikostí 10 hodnot bylo dosaženo vysoké čistoty signálu a úplného potlačení zbývajícího šumu.

Umístění trimru na místo rezistoru, podílejícího se na nastavení zesílení zesilovače (obrázek 4.2) je velmi výhodné i kvůli potřebě vyměňovat kyslíkový senzor. Takovýto senzor může mít jiné parametry a jiné výstupní napětí. Díky trimru je nastavení nové hodnoty zesílení snadné.

Zvolená konfigurace, tedy napájení DPS z Arduina byla experimentálně ověřena jako nejstabilnější varianta. Při variantě napájení DPS, ze které bylo napájeno Arduino docházelo při propojení modulu USB kabelem s počítačem k poklesu snímaného napětí. Toto znamená, že Arduino musí být napájeno přes VIN pin, který není velmi efektivní ohledně redukce napětí na 5 V. Bylo testováno zda není možné napájet Arduino pomocí 5 V pinu při předchozím snížení napětí DC/DC měničem. Tato konfigurace je sice energeticky efektivnější, ale neřešila pokles snímaného napětí po připojení USB kabelu.

Zvolená konfigurace také umožňuje zařízení fungovat bez baterie pouze s napájením přes USB kabel, což je pro budoucí použití velmi výhodné. Díky této konfiguraci je také možné přepínat mezi zdroji napájení (vždy musí být alespoň jeden zdroj dostupný), aniž by bylo přerušeno měření. Přístroj tedy může být používán v ruce na baterii a poté připojen k počítači USB kabelem a kolébkovým vypínačem vypnuto napájení z baterie

aby se šetřila energie baterie. Naopak pokud je modul připojen k počítači a vznikne potřeba ho odpojit, stačí zapnout napájení z baterie a odpojit USB kabel.

K poklesu snímaného napětí také docházelo v moment aktualizace hodnot na displeji. Bylo zjištěno, že pokles trvá vždy méně než 180 ms. Protože by toto chování zkreslovalo výsledek, byl kód upraven tak, aby bylo snímáno napětí pouze před, nebo 200 ms po aktualizaci hodnot na displeji. Snímání napětí je tedy vždy každých 800 ms z 1000 ms. Tato úprava zajistila stabilitu zobrazovaných hodnot.

Díky tomu, že pracovní napětí displeje je 3,3 V, je displej úspornější a tedy šetrnější k baterii modulu. Protože displej nemá dostatečně vysokou obnovovací frekvenci, aby nebylo vidět „blikání“ při aktualizaci hodnot, bylo zvoleno aby se hodnoty na displeji aktualizovaly každou sekundu. Napájení displeje a uzemnění jsou přímo spojeny s displejem. U ostatních pinů muselo být ovšem napětí sníženo, protože digitální piny Arduina pracují s napětím 5 V. Musel tedy být použit napěťový dělič (obrázek 5.2). Výhodou je také, že displej je barevný, což umožnilo barevně rozlišit důležitější části textu, nebo nastavit černé pozadí místo bílého, což by mělo přispět ke snížení spotřeby displeje. K displeji je také volně dostupná obsáhlá softwarová knihovna, což práci s displejem usnadňuje.

Návrhy dílů byly vytisknuty dle očekávání a během tisku nenastaly žádné problémy. Díly nemusely být nijak upravovány (vyjma odstranění tiskových podpěr) a všechny součástky pasovaly velmi dobře do svých předpřipravených prostor. Byla testována myšlenka vytisknout přímo závity do struktury pouzdra, místo použití matic a šroubů. Toto provedení se však neosvědčilo, a proto byly použity matice a šrouby velikosti M3.

Všechny části modulu byly navrženy s ohledem na maximální úhel převisů, který lze ještě pomocí 3D tiskárny vytisknout bez podpěr. Tímto se ve finále značně snížila doba tisku. Díly vytisknuté na lesklé tiskové podložce na sobě mají po vytisknutí povrchové nedokonalosti, z důvodu zářezů a jiného poškození na povrchu této podložky. Z tohoto důvodu byly ostatní díly tisknuty na matné podložce, na které tyto nedokonalosti nebyly. Bylo tedy pozorováno, že kvalita stykového povrchu tisknutého dílu závisí na kvalitě povrchu tiskové podložky. Tyto nedokonalosti ovšem nemají vliv na výkonnost vytvořeného modulu.

U redukčního portu (obrázek 4.13) byly pro upevnění použity 3 šrouby, díky čemuž se zajistilo dostatečné upevnění portu k modulu a omezil se jeho ohyb. Do redukčního portu je zasunuta matice (obrázek 5.8), do které je zašroubován senzor a z druhé strany je umístěna anesteziologická zástrčka (obrázek 5.9). Aby nedocházelo k přílišnému zasunutí matice či zástrčky, byla v portu vytvořena po vnitřním obvodu malá přepážka. Díky tomu lze zástrčku dostatečně upevnit do redukčního portu, ale ne natolik, aby nemohla být vyjmuta.

Separace bateriového prostoru od zbytku modulu zajišťuje bezpečnější práci s modulem z hlediska jeho poškození a snižuje množství potřebného kontaktu uživatele s vnitřním uspořádáním modulu. Výměna baterie je díky této separaci snazší.

Díky dvěma umístěným tlačítkům je možné provádět dvoubodovou kalibraci. Tlačítka není lehké omylem zmáčknout, což přispívá k ochraně proti nechtěnému překalibrování.

Pokud by v budoucnu vznikla potřeba ještě více kompaktního zařízení mohla by být tlačítka s displejem nahrazena displejem dotykovým. Baterie by mohla být použita nabíjecí a být napevno zabudována do modulu. Arduino Uno by mohlo být nahrazeno menší verzí a data by mohla být odesílána bezdrátově. Bohužel s těmito nároky nejspíše poroste cena takového zařízení.

Hlavní struktura kódu a přechody v sekvenci zobrazené v obrázku 4.3, které byly vytvořeny pro Arduino, byly původně navrženy s funkcí „delay()“. Tato funkce se ovšem ukázala příliš neefektivní a blokující. Kód byl tedy navržen s funkcí „millis()“, která není blokující a dovoluje častější čtení signálu a obecně mnohem plynulejší chod vytvořeného modulu. Kód byl tedy vytvořen spíše na bázi časování událostí, než na principu vykonání jedné věci, zastavení kódu a pak vykonání další věci. Tento postup doporučuji pro budoucí programování, jelikož se mi velmi osvědčil.

Skript vytvořený pro modul funguje dle očekávání a umožňuje komunikaci s prostředím LabVIEW a Matlab App vytvořenými pro práci se signálem v počítači. Vytvořená prostředí také fungují jak byla zamýšlena a spolehlivě zobrazují data každou sekundu zároveň s daty zobrazovanými na displeji modulu. Průchod prostředím modulu, prostředím LabVIEW a aplikací Matlab byl vytvořen se snahou o jednoduchost a přehlednost.

Dodatečně měřené rychlosti přeběhu se lišily v závislosti na velikosti průtoku. Hodnota  $t_{90}$  udávaná výrobcem by měla být menší, než 12 s [44], přičemž nejnižší hodnota získaná během měření s vytvořeným modulem činila 16,5 s. Prodloužení času  $t_{90}$  oproti času udávaného výrobcem je nejspíše způsobeno prodloužením trubice vedoucí k senzoru a nejspíše i odlišnou měřicí sestavou výrobce. Dalším důvodem prodloužení této doby může být přílišné opotřebení senzoru a jeho stáří.

Přesnost měření pomocí modulu zobrazená v grafu 5.2 byla porovnána s referenčním přístrojem GE Carescope B450 s modulem E-sCAiOV. Absolutní maximální odchylka ve všech měřeních činila  $\pm 1\%$   $\text{FO}_2$ , což splňuje požadovanou přesnost modulu  $\pm 2\%$ . Vypočtená směrodatná odchylka je po zaokrouhlení do řádu měření  $1\%$   $\text{FO}_2$ . Odchylka se při pohledu na koncentrace při kterých byla měřena dá označit za náhodnou.

Při měření teplotní stability vytvořeného modulu mezi  $15,75$  a  $34\text{ }^\circ\text{C}$  bylo zjištěno, že vytvořený modul se odchýlil od měřené koncentrace pouze ve 20 případech z 570. Velikost odchylky činila  $1\%$   $\text{FO}_2$  a nastala z 21 na  $22\%$   $\text{FO}_2$ . Tato odchylka se zdá být

náhodná, jelikož při prvním přechodu přes tuto skupinu teplot k této odchylce nedošlo. Tato odchylka mohla být také způsobena momentálními environmentálními podmínkami. Toto měření teploty probíhalo téměř 10 hodin, díky čemuž bylo také otestováno, že je vytvořený modul schopný nepřetržitě zobrazovat koncentraci po delší časový úsek.

## 7 Závěr

V této bakalářské práci byl úspěšně sestrojen samostatně fungující modul pro měření koncentrace kyslíku ve výstupní směsi ze směšovače plynů. Pro tento účel byla vytvořena deska se zesilovačem a filtrem. Na 3D tiskárně bylo vytisknuto pouzdro a redukční port rozměrově kompatibilní s anesteziologickými okruhy dle normy ČSN EN ISO 5356-1. Byl vytvořen skript, který zpracovává měřená data, zobrazuje je a tvoří uživatelské prostředí modulu. Pomocí displeje a tlačítek byla uživateli umožněna dvoubodová kalibrace bez nutnosti připojení modulu k počítači. Tato kalibrace byla vytvořena tak, aby ukládala hodnoty a nebylo nutné kalibrovat modul při každém použití. Dále byla vytvořena grafická uživatelská prostředí Matlab a LabVIEW, která po propojení počítače a modulu USB kabelem umožňují práci s měřenými hodnotami koncentrace a export naměřených dat v tabulkovém formátu.

Vytvořený modul splňuje požadavek na přesnost  $\pm 2\%$ , a to s přesností  $\pm 1\%$  FO<sub>2</sub>. U vytvořeného modulu nebyla pozorována teplotní závislost v celém rozsahu měření, a to od 15,75 do 34 °C.

# Seznam použité literatury

## Literární zdroje:

- [1] GASLAB: *How does an Oxygen Sensor Work?* [online]. GasLab.com, c [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://gaslab.com/blogs/articles/how-does-an-oxygen-sensor-work#electrochemical>
- [2] K. PATEL, Bhakti. Overview of Mechanical Ventilation. *MSD Manuals* [online]. USA: Merck Sharp & Dohme, c, 2020 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://www.msmanuals.com/professional/critical-care-medicine/respiratory-failure-and-mechanical-ventilation/overview-of-mechanical-ventilation>
- [3] ASAVARI a SHANTANU. Gas Sensor Market Outlook - 2027. *Alliedmarketresearch.com* [online]. Allied Market Research, c, 2020 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://www.alliedmarketresearch.com/gas-sensors-market>
- [4] GUTH, Ulrich, Winfried VONAU a Jens ZOSEL. Recent developments in electrochemical sensor application and technology—a review. *Measurement Science and Technology* [online]. 2009, **20**(4) [cit. 2022-05-01]. ISSN 0957-0233. Dostupné z: doi:10.1088/0957-0233/20/4/042002
- [5] SAILAPU, Sunil Kumar, Pitchnaree KRAIKAEW, Neus SABATÉ a Eric BAKKER. Self-Powered Potentiometric Sensor Transduction to a Capacitive Electronic Component for Later Readout. *ACS Sensors* [online]. 2020, **5**(9), 2909-2914 [cit. 2022-05-01]. ISSN 2379-3694. Dostupné z: doi:10.1021/acssensors.0c01284
- [6] WANG, You, Hui XU, Jianming ZHANG a Guang LI. Electrochemical Sensors for Clinic Analysis. *Sensors* [online]. 2008, **8**(4), 2043-2081 [cit. 2022-05-01]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s8042043
- [7] LACINA, Karel, Jakub SOPOUŠEK, Petr SKLÁDAL a Petr VANÝSEK. Boosting of the output voltage of a galvanic cell. *Electrochimica Acta* [online]. 2018, **282**, 331-335 [cit. 2022-05-01]. ISSN 00134686. Dostupné z: doi:10.1016/j.electacta.2018.06.080
- [8] NOËL, James J. a Gurinder Kaur AHLUWALIA. Electrochemical Sensors. In: *Applications of Chalcogenides: S, Se, and Te* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2017, 2017-11-04, s. 235-261 [cit. 2022-05-01]. ISBN 978-3-319-41188-0. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-41190-3\_6
- [9] AMINE, Aziz a Hasna MOHAMMADI. Amperometry. *Reference Module in Chemistry, Molecular Sciences and Chemical Engineering* [online]. Elsevier, 2018, 2018 [cit. 2022-05-01]. ISBN 9780124095472. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-409547-2.14204-0
- [10] WANG, Hui-Chen a An-Rong LEE. Recent developments in blood glucose sensors. *Journal of Food and Drug Analysis* [online]. 2015, **23**(2), 191-200 [cit. 2022-05-01]. ISSN 10219498. Dostupné z: doi:10.1016/j.jfda.2014.12.001
- [11] RAMAMOORTHY, R., P. K. DUTTA a S. A. AKBAR. *Journal of Materials Science* [online]. **38**(21), 4271-4282 [cit. 2022-05-01]. ISSN 00222461. Dostupné z: doi:10.1023/A:1026370729205



- [12] GOMES, João B. A., Joel J. P. C. RODRIGUES, Ricardo A. L. RABÊLO, Neeraj KUMAR a Sergey KOZLOV. IoT-Enabled Gas Sensors: Technologies, Applications, and Opportunities. *Journal of Sensor and Actuator Networks* [online]. 2019, **8**(4) [cit. 2022-05-01]. ISSN 2224-2708. Dostupné z: doi:10.3390/jsan8040057
- [13] *Science and Technology of Chemiresistor Gas Sensors* [online]. New York (USA): Nova Science Publishers, 2006 [cit. 2022-05-01]. ISBN 978-1600215148. Dostupné z: [https://books.google.cz/books?hl=en&lr=&id=bMRubqYylHgC&oi=fnd&pg=PA1&dq=overview+of+o2+sensing&ots=QhSLzEULQ4&sig=x5QDCZSRjIeKb9Q8JdjTGUlaQ5o&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.cz/books?hl=en&lr=&id=bMRubqYylHgC&oi=fnd&pg=PA1&dq=overview+of+o2+sensing&ots=QhSLzEULQ4&sig=x5QDCZSRjIeKb9Q8JdjTGUlaQ5o&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- [14] STETTER, Joseph R., William R. PENROSE a Sheng YAO. Sensors, Chemical Sensors, Electrochemical Sensors, and ECS. *Journal of The Electrochemical Society* [online]. 2003, **150**(2) [cit. 2022-05-01]. ISSN 00134651. Dostupné z: doi:10.1149/1.1539051
- [15] Optochemical oxygen sensor. In: *Wiki.anton-paar.com* [online]. Anton Paar, c [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://wiki.anton-paar.com/en/optochemical-oxygen-sensor/>
- [16] FUKUOKA, Hiroaki, Masahiro INOUE, Yoshimine KATO a Hideaki FUJITA. Gas concentration measurement using ultrasonic. *The 1st IEEE Global Conference on Consumer Electronics 2012* [online]. IEEE, 2012, 2012, 67-68 [cit. 2022-05-01]. ISBN 978-1-4673-1501-2. Dostupné z: doi:10.1109/GCCE.2012.6379951
- [17] BOHN, Dennis. A. Environmental Effects on the Speed of Sound. *Journal of the Audio Engineering Society* [online]. 1988, **1988**(4), 223-231 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=5156>
- [18] MERILÄINEN, Pekka T. A differential paramagnetic sensor for breath-by-breath oximetry. *Journal of Clinical Monitoring* [online]. 1990, **6**(1), 65-73 [cit. 2022-05-01]. ISSN 0748-1977. Dostupné z: doi:10.1007/BF02832185
- [19] KIM, Ki-Hyun, Shamin Ara JAHAN, Ehsanul KABIR a Richard J.C. BROWN. A review of airborne polycyclic aromatic hydrocarbons (PAHs) and their human health effects. *Environment International* [online]. 2013, **60**, 71-80 [cit. 2022-05-01]. ISSN 01604120. Dostupné z: doi:10.1016/j.envint.2013.07.019
- [20] WILLETT, Martin. Oxygen Sensing for Industrial Safety — Evolution and New Approaches. *Sensors* [online]. 2014, **14**(4), 6084-6103 [cit. 2022-05-01]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s140406084
- [21] COBIANU, Cornel, Bogdan SERBAN, Viorel AVRAMESCU, Bryan HOBBS, Keith PRATT a Martin WILLETT. Lead-free galvanic oxygen sensors — A conceptual approach. *CAS 2012 (International Semiconductor Conference)* [online]. IEEE, 2012, 2012, 161-164 [cit. 2022-05-01]. ISBN 978-1-4673-0738-3. Dostupné z: doi:10.1109/SMICND.2012.6400667
- [22] *Narizení vlády o omezení používání některých nebezpečných látek v elektrických a elektronických zařízeních*. In: . 2012, ročník 2012, částka 183, číslo 481.
- [23] O2 Sen InPro6800G/12/120/1611111. *Mettler Toledo* [online]. c [cit. 2022-07-02]. Dostupné z: <https://www.mt.com/in/en/home/products/Process-Analytics/gas-analyzer/amperometric-sensor/oxygen-sensor-inpro-6800G-12-120.html>
- [24] Amperometrischer Sauerstoffsensoren. *Sensoren* [online]. c [cit. 2022-07-02]. Dostupné z: <https://www.sensoren-electronic.com/produkte/sensoren/>

- [25] KE-12 [Maxell Oxygen Sensor]. *Figaro Engineering* [online]. c [cit. 2022-07-02]. Dostupné z: <https://www.figarosensor.com/product/entry/ke-12.html>
- [26] TecMicro 0-100% Oxygen Sensors. *GasLab.com* [online]. c [cit. 2022-07-02]. Dostupné z: <https://gaslab.com/collections/oxygen/products/tecmicro-oxygen-sensor>
- [27] Ultrasonic Oxygen Sensor. *Gassensor* [online]. c [cit. 2022-07-02]. Dostupné z: <https://gassensor.ru/pdf/products/1879.pdf?t=1647956128>
- [28] Paramagnetic Oxygen Analyzer <ZAJ>. *Fuji Electric Global* [online]. c [cit. 2022-07-02]. Dostupné z: [https://www.fujielectric.com/products/instruments/products/anlz\\_gas/ZAJ.html](https://www.fujielectric.com/products/instruments/products/anlz_gas/ZAJ.html)
- [29] PROS & CONS OF SENSOR TYPES. *Alpha Omega Instruments* [online]. c [cit. 2022-07-02]. Dostupné z: <https://alphaomegainstruments.com/products/oxygen-sensors/#:~:text=They%20are%20quite%20delicate%20and,recommended%20for%20trace%20oxygen%20measurements>
- [30] *DESIGN WITH OPERATIONAL AMPLIFIERS AND ANALOG INTEGRATED CIRCUITS* [online]. Third edition. San Francisco (USA): McGraw-Hill, 2001 [cit. 2022-05-01]. ISBN 0-07-232084-2. Dostupné z: [https://www.academia.edu/34187054/Design\\_with\\_Operational\\_Amplifiers\\_and\\_Analog\\_Integrated\\_Circuits\\_Sergio\\_Franco?sm=b](https://www.academia.edu/34187054/Design_with_Operational_Amplifiers_and_Analog_Integrated_Circuits_Sergio_Franco?sm=b)
- [31] UHLÍŘ, Jan. *Elektronické obvody*. Praha, 2017. Dostupné také z: <http://amber.feld.cvut.cz/17bbeo/files/2019/skriptum-EO.pdf>
- [32] UHLÍŘ, Jan. *Teoretická elektrotechnika*. Praha, 2017. Dostupné také z: [http://amber.feld.cvut.cz/17bbtel/2019/Skriptum\\_TEL2-2019.pdf](http://amber.feld.cvut.cz/17bbtel/2019/Skriptum_TEL2-2019.pdf)
- [33] RANKOVSKA, Valentina V. Review of Open-source Microcontroller and Programmable Logic Development Boards. *2021 XXX International Scientific Conference Electronics (ET)* [online]. IEEE, 2021, 2021-9-15, 1-4 [cit. 2022-05-01]. ISBN 978-1-6654-4518-4. Dostupné z: doi:10.1109/ET52713.2021.9580150
- [34] RAZA, Ali, Ataul Aziz IKRAM, Asfand AMIN a Ahmad Jamal IKRAM. A review of low cost and power efficient development boards for IoT applications. *2016 Future Technologies Conference (FTC)* [online]. IEEE, 2016, 2016, 786-790 [cit. 2022-05-01]. ISBN 978-1-5090-4171-8. Dostupné z: doi:10.1109/FTC.2016.7821693
- [35] Arduino Uno Rev3. In: *Arduino* [online]. Arduino, c [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3>
- [36] MCMILLS, Anne E. *3D Printing Basics for Entertainment Design* [online]. 2017-10-12 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: doi:10.4324/9781315108698
- [37] 14 Best CAD Software for Students and Professionals. *GEEKFLARE* [online]. GEEKFLARE, c, 2022 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://geekflare.com/best-cad-software/>
- [38] 3D Printing Process Using Fused Deposition Modelling (FDM). *IRJET* [online]. 2016, **2016**(3), 1403-1406 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/301557905\\_3D\\_Printing\\_Process\\_Using\\_Fused\\_Deposition\\_Modelling\\_FDM](https://www.researchgate.net/publication/301557905_3D_Printing_Process_Using_Fused_Deposition_Modelling_FDM)
- [39] HAN, Tao, Sudip KUNDU, Anindya NAG a Yongzhao XU. 3D Printed Sensors for Biomedical Applications: A Review. *Sensors* [online]. 2019, **19**(7) [cit. 2022-05-01]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s19071706
- [40] Schematic of an FDM 3D printer. In: *ResearchGate* [online]. India: ResearchGate, c [cit. 2022-05-01]. Dostupné z:

[https://www.researchgate.net/publication/292985550\\_EVALUATION\\_OF\\_SURFACE\\_INTEGRITY\\_AND\\_STRENGTH\\_CHARACTERISTICS\\_OF\\_ELECTROPLATED\\_ABS\\_PLASTICS\\_DEVELOPED\\_USING\\_FDM\\_PROCESS](https://www.researchgate.net/publication/292985550_EVALUATION_OF_SURFACE_INTEGRITY_AND_STRENGTH_CHARACTERISTICS_OF_ELECTROPLATED_ABS_PLASTICS_DEVELOPED_USING_FDM_PROCESS)

- [41] Market Outlook: The Future of 3D Printing. In: *UVEB Technology* [online]. USA: Peterson Media Group, c [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://uvebtech.com/articles/2019/market-outlook-the-future-of-3d-printing/>
- [42] ZAHARIA, Cristian, Alin-Gabriel GABOR, Andrei GAVRILOVICI, Adrian Tudor STAN, Laura IDORASI, Cosmin SINESCU a Meda-Lavinia NEGRUȚIU. Digital Dentistry — 3D Printing Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine* [online]. 2017, 2(1), 50-53 [cit. 2022-05-01]. ISSN 2501-8132. Dostupné z: doi:10.1515/jim-2017-0032
- [43] MEURISSE, A., A. MAKAYA, C. WILLSCH a M. SPERL. Solar 3D printing of lunar regolith. *Acta Astronautica* [online]. 2018, 152, 800-810 [cit. 2022-05-01]. ISSN 00945765. Dostupné z: doi:10.1016/j.actaastro.2018.06.063
- [44] *Itg* [online]. Germany [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: [http://www.it-wismar.de/index.php?content=g1&app\\_id=1&il=8](http://www.it-wismar.de/index.php?content=g1&app_id=1&il=8)
- [45] *Texas Instruments: TLC271* [online]. c [cit. 2022-06-28]. Dostupné z: [https://www.ti.com/product/TLC271?utm\\_source=google&utm\\_medium=cpc&utm\\_campaign=asc-null-null-GPN\\_EN-cpc-pf-google-ww&utm\\_content=TLC271&ds\\_k=TLC271&DCM=yes&gclid=CjwKCAjwzeqVBhAoEiwAOrEmzVdUtUMuE6Tbf\\_arszbo0-uT5PfPDbJQIBrc-i2MQm85d6VEmas6xoCpdAQAvD\\_BwE&gclid=aw.ds](https://www.ti.com/product/TLC271?utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=asc-null-null-GPN_EN-cpc-pf-google-ww&utm_content=TLC271&ds_k=TLC271&DCM=yes&gclid=CjwKCAjwzeqVBhAoEiwAOrEmzVdUtUMuE6Tbf_arszbo0-uT5PfPDbJQIBrc-i2MQm85d6VEmas6xoCpdAQAvD_BwE&gclid=aw.ds)
- [46] *Laskakit: 1.3" 240x240 TFT IPS Barevný displej ST7789, SPI* [online]. c [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: [https://www.laskakit.cz/1-3--240x240-tft-ips-barevny-displej-st7789--spi/?gclid=CjwKCAiA866PBhAYEiwANkIneFsD04c6rzmz30zFGR7i3DG\\_mvS\\_oM6O7nPIZgcR1WWFq74-pZ--VxoCmycQAvD\\_BwE#relatedFiles](https://www.laskakit.cz/1-3--240x240-tft-ips-barevny-displej-st7789--spi/?gclid=CjwKCAiA866PBhAYEiwANkIneFsD04c6rzmz30zFGR7i3DG_mvS_oM6O7nPIZgcR1WWFq74-pZ--VxoCmycQAvD_BwE#relatedFiles)
- [47] *GitHub: Adafruit-ST7735-Library* [online]. c [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://github.com/adafruit/Adafruit-ST7735-Library>
- [48] Interfacing Arduino with ST7789 TFT Display – Graphics Test Example. *Simple Projects: Simple Electrical and Electronics Projects* [online]. 2019 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: <https://simple-circuit.com/arduino-st7789-ips-tft-display-example/>
- [49] DS18B20 Digitální vodotěsné čidlo teploty 1m. *Laskakit* [online]. c [cit. 2022-06-28]. Dostupné z: <https://www.laskakit.cz/dallas-digitalni-vodotesne-cidlo-teploty-ds18b20-1m/>
- [50] OneWire. *Arduino* [online]. c [cit. 2022-06-28]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/reference/en/libraries/onewire/>
- [51] DallasTemperature. *Arduino* [online]. c [cit. 2022-06-28]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/reference/en/libraries/dallastemperature/>
- [52] ČSN EN ISO 5356-1. *Anestetické a respirační přístroje – Kuželové konektory – Část 1: Kuželové zástrčky a zásuvky*. 4. Praha: ÚNMZ, 2015.
- [53] *Prusa3d: Představení a stažení PrusaSliceru* [online]. [cit. 2022-05-07]. Dostupné z: [https://www.prusa3d.com/cs/stranka/prusaslicer\\_424/](https://www.prusa3d.com/cs/stranka/prusaslicer_424/)

# Příloha A: Přiložené soubory

Byla přiložena složka s následujícím obsahem:

## Přiložené soubory – BP

- Arduino\_skript
  - Arduino\_skript.ino
- Fotky dílů, sestav, výroby a měření
  - (obsahuje 28 fotek ve formátu jpg)
- LabView GUI
  - LabView\_GUI.vi
  - Koncentrace\_kysliku.csv
- Matlab App
  - Koncentrace\_kysliku.xlsx
  - MatlabArduinoApp.mlapp
- Naměřená data
  - LabVIEW oba přeběhy.csv
  - Matlab oba přeběhy.xlsx
  - Ověřování přesnosti.xlsx
  - Teplotní závislost.xlsx
- Návrhy dílů
  - Rendery
    - (obsahuje 8 počítačově vykreslených obrázků návrhů dílů ve formátu jpg)
  - Poklop na baterii.SLDPRT
  - Poklop na pouzdro.SLDPRT
  - Pouzdro.SLDPRT
  - Redukční port.SLDPRT