

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2019

Bc. Daniel Škorpík



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

OPTICKÝ ANALYZÁTOR KONCENTRACE CO₂ V DECHU

OPTICAL DEVICE FOR BREATH CO₂ CONCENTRATION ANALYSIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Daniel Škorpík

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Vratislav Čmiel, Ph.D.

BRNO 2019

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Daniel Škorpík

ID: 155606

Ročník: 2

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Optický analyzátor koncentrace CO₂ v dechu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti užívaných metod optického měření koncentrace CO₂ v dechu. Zaměřte se na užívané zdroje záření, detekční prvky a způsoby hodnocení získaného signálu. 2) Seznamte se dvouokénkovým termočláňkovým optickým detektorem Hamamatsu T11722-01, jeho parametry a zapojením, s platformou Arduino. 3) S využitím vhodného zdroje IR záření, doplňující sestavy elektroniky a detektoru T11722-01 navrhnete miniaturní přídavný modul pro Arduino Micro určený měření koncentrace CO₂ v dechu. 4) Zařízení zkonstruujete a ověřte jeho funkčnost. 5) Zařízení doplňte o Bluetooth modul. V programovém prostředí MIT App Inventor 2 navrhnete a vytvořte aplikaci pro vizualizaci a analýzu koncentrace CO₂ v dechu v čase. 6) Zařízení optimalizujete, zajistíte jeho přenositelnost a otestujete. Proveďte diskusi nad dosaženými výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] T11722-01 Thermopile detector. Dostupné z <http://www.hamamatsu.com/jp/en/T11722-01.html>.

[2] Jaffe, B. M. Infrared Measurement of Carbon Dioxide in the Human Breath: "Breathe-Through" Devices from Tyndall to the Present Day. *Anesth Analg* 2008.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 17.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Čmiel, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce pojednává o měření koncentrace oxidu uhličitého v dechu pomocí optického analyzátoru za využití absorpční spektroskopie v infračervené oblasti. Použitá metoda je podrobně popsána s technickým zaměřením na jednotlivé komponenty potřebné pro následnou realizaci. Je vytvořeno schéma obvodu potřebné pro výrobu zařízení s Arduino platformou, sloužící jako hardware k propojení a napájení jednotlivých částí a software pro tvorbu uživatelského prostředí s následným využitím Bluetooth modulu pro přenos naměřených dat na mobilní zařízení, kde jsou prezentovány výsledky v reálném čase.

KLÍČOVÁ SLOVA

Oxid uhličitý, metody měření CO₂, infračervená spektroskopie, zdroje optické záření, tepelné zdroje, detektory infračerveného záření, optická cesta, přenosný detektor plynů, kapnografie, platforma Arduino, Arduino Nano, Bluetooth modul, mobilní aplikace.

ABSTRACT

This Master's thesis discusses about the measurement of the carbon dioxide concentration in breathing by an optical analyzer using infrared absorption spectroscopy. The method is described with the technical focus on individual components needed for subsequent implementation. A circuit diagram is created to produce Arduino platform devices that serve as hardware to connect and power individual parts and software to create a user environment, followed by a Bluetooth module to transmit measured data to mobile devices where real-time results are presented.

KEYWORDS

Carbon dioxide, CO₂ measurement methods, infrared spectroscopy, optical sources, thermal sources, infrared detectors, optical path, portable gas detector, capnography, platform Arduino, Arduino Nano, Bluetooth module, mobile application.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE:

ŠKORPÍK, D. *Optický analyzátor koncentrace CO₂ v dechu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2019. 73 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Vratislav Čmiel, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci na téma Optický analyzátor koncentrace CO₂ v dechu vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce, s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 17. ledna 2019

.....

Bc. Daniel Škorpík

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Vratislavu Čmielovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování méj díplomové práce.

V Brně dne 17.ledna 2019

.....

Bc. Daniel Škorpík

OBSAH

1	Úvod.....	12
2	Oxid Uhličitý (CO ₂).....	13
2.1	Vznik CO ₂ v organismu	13
2.2	Metody měření CO ₂	14
2.2.1	IR metoda (spektroskopie).....	14
2.2.2	Elektrochemická metoda.....	15
2.2.3	Metoda s polovodičem.....	16
2.2.4	Elektroakustická metoda.....	16
2.2.5	Volba metody.....	16
3	Spektroskopie.....	17
3.1	IR Spektroskopie (NDIR)	18
4	Zdroje optického záření	21
4.1	Tepelné zdroje.....	21
4.1.1	Klasická a halogenová žárovka.....	22
4.2	Polovodičové (luminiscenční) zdroje.....	23
4.2.1	LED a laserové diody	23
4.2.2	Výbojky a zářivky.....	23
4.3	Volba zdroje IR záření	24
5	Optická Cesta.....	25
5.1	Okénka	25
5.2	Kyveta	26
5.3	Filtry.....	27
6	Detektory	29
6.1	Tepelné detektory.....	29
6.1.1	Termoelektrické detektory	29
6.1.2	Pyroelektrické detektory	29
6.1.3	Bolometry	30
6.2	Fotoelektrické detektory.....	30
6.3	Volba detektoru.....	31
6.4	Komerční zařízení	32
6.5	Využití v lékařství.....	34
7	Platforma Arduino	36
7.1	Arduino Nano.....	36
7.2	Napájení desky.....	37
7.3	Komunikace	38
7.4	Vývojové prostředí Arduino	38

7.5	Bluetooth modul.....	39
7.6	Mobilní aplikace Blynk.....	40
8	Návrh a Realizace detektoru CO ₂	42
8.1	Schéma obvodu.....	42
8.2	IR zdroj.....	44
8.3	Kyveta.....	47
8.4	IR detektor.....	48
8.5	Napájecí zdroj.....	49
8.6	Konstrukční provedení.....	50
8.7	Princip přenosu dat.....	52
9	Ověření funkčnosti zařízení.....	56
9.1	Postup měření.....	56
9.2	Kalibrace.....	57
9.3	Kalibrace v praxi.....	60
9.4	Přesnost měření.....	63
9.5	Testování.....	65
10	Diskuze.....	67
11	Závěr.....	68
	Literatura.....	69
	Seznam symbolů, veličin a zkratk.....	72
	Seznam příloh na CD.....	73

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Princip IR metody. Převezato z [25].	15
Obr. 2.2: Princip elektrochemické metody. Převezato z [25].	15
Obr. 2.3: Princip metody s polovodičem. Převezato z [25].	16
Obr. 3.1: Spektrum elektromagnetického záření. Převezato z [9].	17
Obr. 3.2: Princip termočlánku.	18
Obr. 3.3: Schématický diagram NDIR. Převezato z [22].	19
Obr. 3.4: Charakteristiky filtru pro měření CO ₂ . Převezato z [22].	19
Obr. 4.1: Záření absolutně černého tělesa. Převezato z [3].	22
Obr. 5.1: Vlastnost okénka CaF ₂ . Převezato z [15].	25
Obr. 5.2: Závislost frakční absorpance na koncentraci CO ₂ . Převezato z [31].	26
Obr. 5.3: Schéma detektoru se soustavou zrcátek. Převezato z [22].	27
Obr. 5.4: Přehled filtrů a jejich vlastností pro CO ₂ . Převezato z [15].	28
Obr. 6.1: Průřez bolometrem. Převezato z [11].	30
Obr. 6.2: Hamamatsu T11722-01. Převezato z [41].	31
Obr. 6.3: Průřez jednoho okénka. Převezato z [41].	32
Obr. 6.4: Charakteristiky filtru Hamamatsu T11722-01. Převezato z [41].	32
Obr. 6.5: Výrobek od společnosti Alphasense. Převezato z [22].	33
Obr. 6.6: Výrobek od společnosti SmarGas. Převezato z [38].	33
Obr. 6.7: Přenosný měřič CO ₂ a nepřenosný měřič CO ₂ . Převezato z [26],[14].	34
Obr. 6.8: Typická křivka z kapnometru.	34
Obr. 7.1: Arduino Nano. Převezato z [5].	36
Obr. 7.2: Arduino Nano popis pinů. Převezato z [34].	37
Obr. 7.3: Vývojové prostředí Arduino.	39
Obr. 7.4: Zapojení Bluetooth modulu s Arduinem. Převezato z [2].	40
Obr. 8.1: Návrh řešení detektoru CO ₂ .	42
Obr. 8.2: Schéma obvodu CO ₂ detektoru.	43
Obr. 8.3: Graf závislosti změny teploty při různém napětí pro 200Ω fólii.	44
Obr. 8.4: Konstrukce IR zdroje.	45
Obr. 8.5: Schéma zapojení step-up měniče SX1308. Převezato z [39].	46
Obr. 8.6: Pohled na dechovou trubici s detektorem před instalací IR zdroje.	47
Obr. 8.7: Schéma konstrukce a princip fungování.	48
Obr. 8.8: Doporučené zapojení detektoru Hamamatsu T11722-01. Převezato z [41].	48
Obr. 8.9: Testovací zapojení.	51
Obr. 8.10: Finální realizace vnitřní pohled.	51
Obr. 8.11: Finální realizace vnější pohled.	52
Obr. 8.12: První část zdrojového kódu.	53
Obr. 8.13: Druhá část zdrojového kódu.	53

Obr. 8.14: Nastavení virtuální proměnné V5.....	54
Obr. 8.15: Třetí část zdrojového kódu.	55
Obr. 9.1: Výsledek měření v aplikaci Blynk.	57
Obr. 9.2: Kalibrační zařízení.....	61
Obr. 9.3: Závislost koncentrace CO ₂ na frakční absorbanci.	62
Obr. 9.4: Naměřená data pro dva výdechy.	64
Obr. 9.5: Porovnání naměřené křivky s teoretickou.	64

Seznam tabulek

Tab. 8.1: Názvy a hodnoty součástí CO ₂ detektoru.	43
Tab. 9.1: Přehled vlastností zařízení.	60
Tab. 9.2: Naměřené hodnoty koncentrace CO ₂	61
Tab. 9.3: Naměřené a teoretické hodnoty pro kalibraci.	62
Tab. 9.4: Přehled měřených osob.	65
Tab. 9.5: Naměřené hodnoty EtCO ₂	65

1 ÚVOD

Schopnost měření oxidu uhličitého (CO_2) v dechu pacienta je jedním ze základních pokroků moderní medicíny sloužících pro indikaci správného fungování organismu. Jedno z prvních měření bylo zaznamenáno Johnem Tyndallem roku 1859, který sestrojil zařízení schopné měřit koncentraci různých plynů včetně CO_2 v závislosti na jejich absorpci, tím vytvořil teoretický základ pro dnes známou oblast nazývanou absorpční spektroskopie. Nejdůležitější oblastí pro měření CO_2 je infračervená spektroskopie využívána ve většině měřících přístrojů dnešní doby. Součástí každého takového zařízení je zdroj IR záření, optická cesta, příslušné filtry a samotný detektor. Samotné měření je snadno aplikovatelné na cílového uživatele, je neinvazivní a naměřené hodnoty jsou kontinuální. Vývoj této technologie má za sebou celou řadu pokroků v posledním století, až do současné podoby úsporných a spolehlivých zařízení

Využití optického analyzátoru pro měření CO_2 v dechu pacienta je pro klinickou medicínu velkým přínosem. Slouží jako spolehlivý detektor při celkové anestézii, pro predikci životně ohrožujících stavů jako je neočekávané ventilační selhání. Často je využívána pro pacienty s mechanickou ventilační podporou, kde monitorování vydechaného CO_2 zajišťuje integritu dýchacích cest, která slouží ke správnému nastavení ventilátorů, díky kterému se dramaticky zvýšila bezpečnost této udržovací léčby. Monitorování CO_2 umožňuje také sledování správné funkčnosti plic a krevního oběhu u kriticky nemocných pacientů a vrcholových sportovců.

Zaměřením a cílem této diplomové práce je seznámení se se základními teoretickými principy měření CO_2 a podrobným rozborem jednotlivých komponent samotného detektoru s následným navržením, ve kterém je prioritou snadná přenositelnost, přesnost naměřených hodnot a schopnost měřit kontinuálně v čase vše za přijatelné náklady. Zároveň je zacíleno na vhodné uživatelské rozhraní, pro snadnou obsluhu zařízení s využitím bezdrátového propojení k mobilnímu zařízení. Jako celek tedy je kompletní přístroj se všemi požadovanými parametry a schopnostmi pro následné využití v nejrůznějších oblastech především v oblasti medicíny.

2 OXID UHLIČITÝ (CO₂)

Oxid uhličitý (CO₂) je bezbarvý plyn bez chuti a zápachu. Vzniká reakcí kyslíku s uhlíkem oxidací organických látek, spalováním uhlovodíku a je produktem látkové výměny většiny organismů. Hlavním tématem je neustále zvyšování obsahu CO₂ v atmosféře, především vlivem spalování fosilních paliv, které zvyšuje skleníkový efekt způsobující oteplování planety, avšak tato práce se zaměřuje na měření a rozbor výsledků oxidu uhličitého v dechu pacienta pro zjištění celé řady často životně důležitých informací především z oblasti medicíny, nikoliv dopady CO₂ na životní prostředí [19],[8],[40].

2.1 Vznik CO₂ v organismu

Člověk, stejně jako jiné živé organismy vytváří oxid uhličitý při procesu dýchání. Za normálních okolností dospělý člověk přijme cca 250 ml kyslíku a vydá 200 ml oxidu uhličitého za 1 minutu (v klidu). Transport CO₂ probíhá analogicky ve čtyřech za sebou jdoucích dějích postupujících v následujícím pořadí:

- Difuze z okolních buněk do tkáňových kapilár
- Transport krevním oběhem z vlásečnic ve tkáních
- Difuze z kapilární krve ve vlásečnicích do plicních sklípků
- Transport z plicních sklípků do prostředí

V plicním sklípku dochází k výměně oxidu uhličitého s kyslíkem. Prostory jsou mezi sebou odděleny tenkým epitelem sklípků a kapilární stěnou, díky tomu dochází k výměně plynů v závislosti na jejich koncentraci. Celková plocha, kde dochází k výměně plynů mezi krví a vzduchem je cca 55 m² a za 24 hodin se na ní vymění zhruba 10 000 litrů vzduchu [19],[8],[40].

Správný přenos oxidu uhličitého krví je chemicky zajištěn alkálií nebo bílkovinou. Pro přenos kyslíku slouží červené krevní barvivo - hemoglobin. K samotné tvorbě oxidu uhličitého v organismu, kdy vdechovaný vzduch má 0,04 % oxidu uhličitého a vydechovaný vzduch člověkem má 4 % oxidu uhličitého dochází celou řadou dějů, jako je například zpracování potravy, CO₂ se naváže na hemoglobin a je volně rozpuštěn v plazmě, následně je v těle ve formě hydrogenuhličitanového aniontu. Z toho plyne, že hlavním nositelem je krevní plazma a jeho zastoupení je především v kyselině uhličité (H₂CO₃), která se následně rozkládá na vodík (H⁺) a hydrogenuhličitan (HCO₃⁻). Oxid uhličitý se v těle vyskytuje také jako hydrogenuhličitan, který se při disociaci (rozkladu) štěpí na vodík (H⁺) a uhličitanový ion (CO₃²⁻). K vzniku CO₂ v těle dochází i vlivem jiných metabolických dějů, avšak prioritní je celkové množství vydechovaného oxidu

uhličitého, které se uvádí v jednotkách ppm (parts per milion), neboli 1 ppm je jedna miliontina celku. Z toho lze odvodit, že: 1 % = 10 000 ppm [19],[8],[40].

Příklady běžných koncentrací CO₂:

- 360-400 ppm: čerstvý vzduch v přírodě
- 800-1000 ppm: doporučená úroveň CO₂ ve vnitřních prostorách
- 1 000 ppm: nastávají příznaky únavy a snižování koncentrace
- 5 000 ppm: maximální bezpečná koncentrace bez zdravotních rizik
- 35 000-80 000 ppm: vydechovaný vzduch dospělého člověka

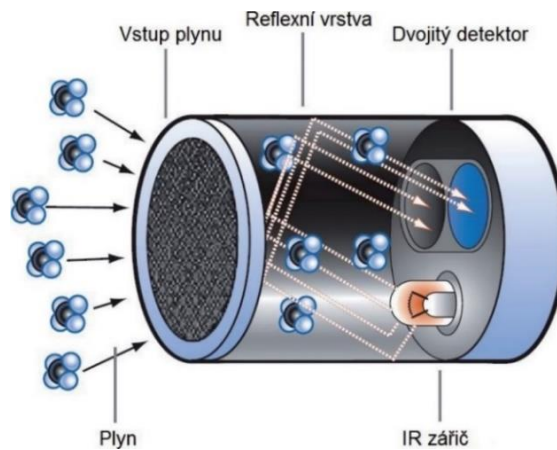
2.2 Metody měření CO₂

Zaměřením této diplomové práce je měření CO₂ ve výdechu pacienta, proto zde budou uvedeny jednotlivé metody pro měření v plynném skupenství, nikoliv v pevném a kapalném, kterých existuje také celá řada.

Měření koncentrace CO₂ je nepřímé měření, kde k získání měřené hodnoty je zapotřebí senzorů, které využívají fyzikálních nebo chemických principů. Vlastnosti senzorů jsou ovlivněny měřícím rozsahem, rychlostí odezvy, přesností nebo požadavkem na provozní podmínky. Přístroje se liší měřícími a technickými vlastnostmi, náročností kalibrace, reprodukcí nebo přesností měření [42],[25].

2.2.1 IR metoda (spektroskopie)

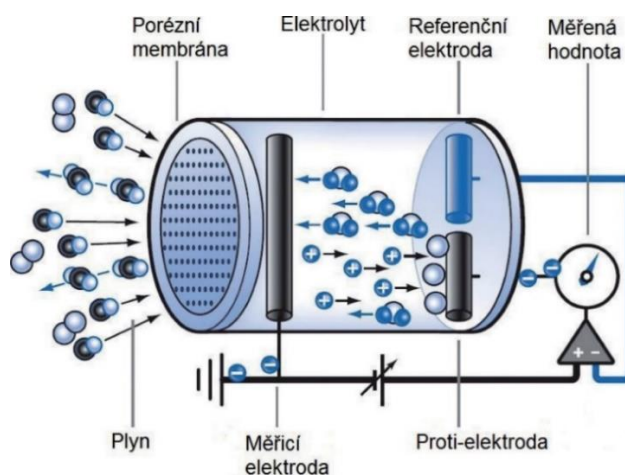
Molekula CO₂ je povahově asymetrická a polyatomická, proto silně absorbuje světlo v IR části spektra. Porovnává se snížená intenzita světla po průchodu vzorkem vůči původní intenzitě světla. Světelná intenzita se snižuje vlivem průchodu vzorkem v závislosti na koncentraci přítomného CO₂. Pro pochopení této metody je zapotřebí znalost spektroskopie, která bude popsána níže. Tato metoda je v současné době nejpoužívanější především, díky schopnosti přesného měření, dlouhé životnosti zařízení a rozsahu měření. Nevýhodou jsou naopak pořizovací náklady [42],[25].



Obr. 2.1: Princip IR metody. Převzato z [25].

2.2.2 Elektrochemická metoda

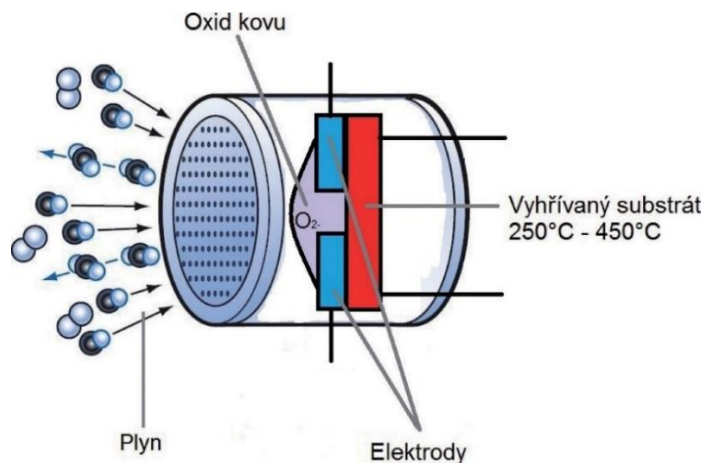
Senzor je zde tvořen soustavou elektrod a elektrolytu, které měří signál (proud) úměrný koncentraci sledovaného plynu, vytvářený reakcí molekul CO_2 s elektrolytem. Materiál elektrod, elektrolytu i napětí se volí tak, aby v měřené elektrodě docházelo k elektrochemickým reakcím doprovázeným vznikem volných elektronů. Naměřená hodnota je velice slabá a, proto je následně měřený signál zesílen. Pro přesné měření je nutné senzor často kalibrovat. Při správné kalibraci je možnost dosáhnout přesného měření, avšak stále není dostatečné jako IR metoda. Nejčastěji jsou vyráběny ve formě přenosných přístrojů. Jeho výhodami jsou především dobré měřicí vlastnosti a pořizovací náklady, naopak nevýhodou je životnost elektrolytu a rozsah měření do 400 ppm. Z toho lze usoudit, že pro měření CO_2 ve výdechu pacienta je tato metoda nepoužitelná [25].



Obr. 2.2: Princip elektrochemické metody. Převzato z [25].

2.2.3 Metoda s polovodičem

Princip je založen na změně vodivosti polovodiče za přítomnosti měřeného plynu. Nejčastěji se využívá oxidu kovů (wolfram, indium, zinek). Na povrchu materiálu se vlivem molekul kyslíku vytvoří rovnovážný stav, který se za přítomnosti jiného plynu poruší a způsobí změnu vodivosti. V praxi se využívá především pro signalizace při překročení určitého nastaveného prahu, a to pouze v nízkých měřících rozsazích. Výhodou jsou nízké náklady a životnost. Nevýhodou je nelineární průběh, nízká selektivita a časová nestabilita [25].



Obr. 2.3: Princip metody s polovodičem. Převzato z [25]

2.2.4 Elektroakustická metoda

Elektroakustická metoda pracuje na principu vyhodnocování změn kmitočtu ultrazvuku v mechanickém rezonátoru. Za využití příslušné elektroniky se vyhodnocuje změna kmitočtu vysílaných ultrazvukových vln. V závislosti na změně kmitočtu na koncentraci CO₂ ve vzduchu se určuje aktuální koncentrace. Výhodou je stabilita bez nutnosti recalibrace. Nevýhodou je nízká přesnost [25].

2.2.5 Volba metody

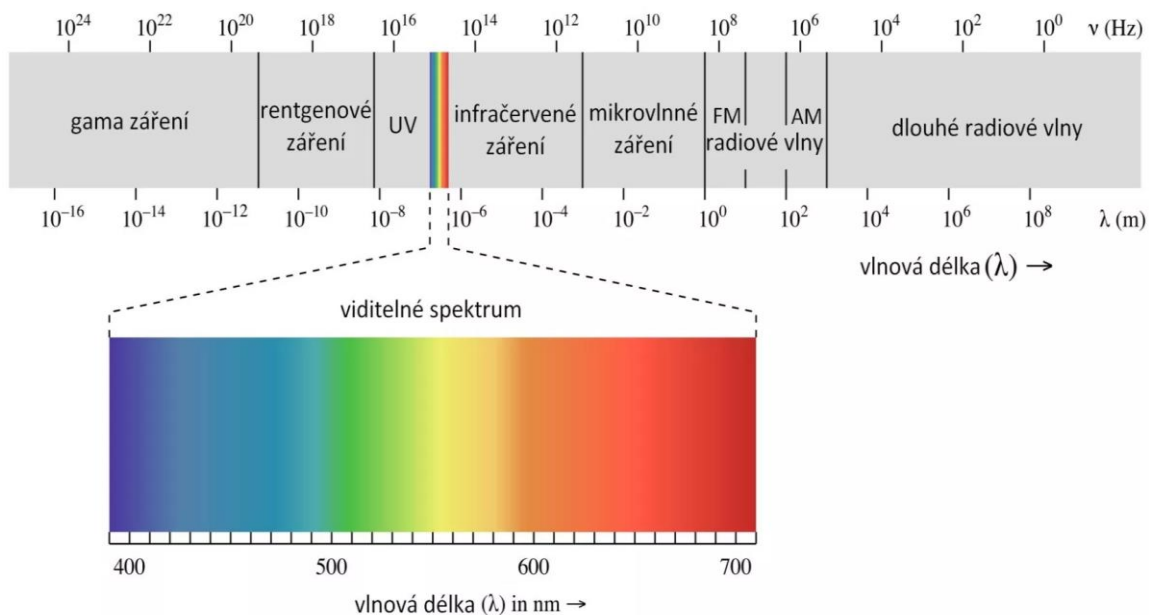
U jednotlivých metod byl stručně popsán princip, na kterém jsou založeny a popsány jednotlivé výhody a nevýhody. V dnešní době se využívá z více než 90 % procent přístrojů uplatňující IR spektrofotometrické metody, především díky přesnosti měření, které je velmi důležité pro následnou analýzu. Zadáním diplomové práce je využití senzoru Hamamatsu T11722-01, který pracuje na principu optické IR metody, proto se následující část zabývá podrobnou problematikou této metody.

3 SPEKTROSKOPIE

Spektroskopie se zabývá interakcí elektromagnetického záření s molekulovým systémem a slouží k měření látek ve stavu plynném, kapalném nebo pevném, pomocí kvantitativní a kvalitativní analýzy. Kvantitativní analýza slouží ke zjištění množství dané látky v měřeném vzorku. Vzhledem k tomu, že cílem práce je měření koncentrace CO_2 , bude tato analýza podrobně probrána. Kvalitativní analýza slouží pro získání informací o struktuře dané látky a využívá se především vibračních a rotačních spekter. Naměřené spektrum se pak srovnává se známými spektry. V případě shody lze určit o jaký prvek nebo sloučeninu se jedná [9].

V případě kvantitativní analýzy se často využívá absorpční spektroskopie, kde se zkoumá velikost útlumu vlivem látky, přes kterou záření prochází. Na samotné elektromagnetické záření se dá nahlížet jako na vlnu nebo proud částic, který je charakterizován rychlostí šíření neboli vlnovou délkou a frekvencí [9].

Spektrum elektromagnetického záření je rozděleno na:



Obr. 3.1: Spektrum elektromagnetického záření. Převzato z [9].

Každá z oblastí se v absorpční spektroskopii využívá pro jiné prvky nebo sloučeniny. V případě CO_2 se využívá IR záření, kvůli jeho absorpčním vlastnostem v této oblasti. IR záření má vlnovou délkou větší, než je viditelné světlo, ale menší než mikrovlnné záření. Konkrétně se pohybuje v rozmezí 760 mm až 1 mm, respektive energie fotonů je mezi 0,0012 a 1,63 eV. Rozděluje se na blízkou infračervenou (NIR) oblast (0,8–3 μm), střední infračervenou (MIR) oblast (3–30 μm) a vzdálenou infračervenou (FIR) oblast 30–400 μm . Často je IR záření považováno za tepelné záření,

avšak povrch těles lze zahřívát absorpcí libovolným elektromagnetickým zářením, nejvíce však IR zářením [9].

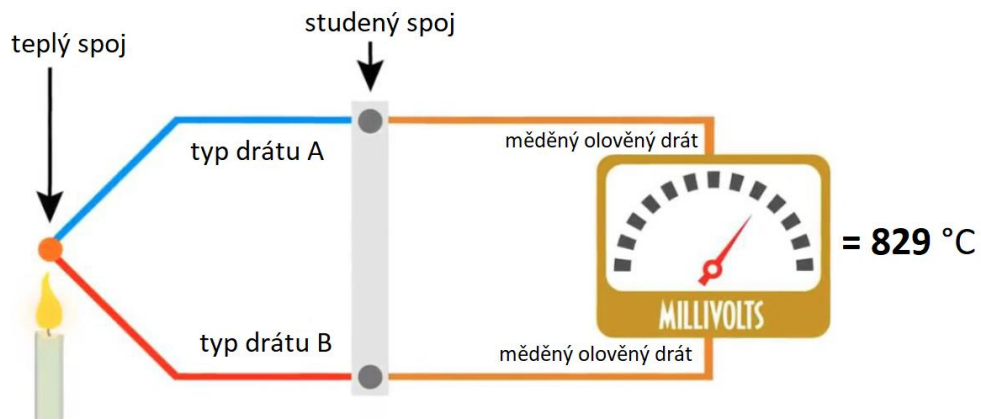
3.1 IR Spektroskopie (NDIR)

Infračervená spektroskopie využívá interakci elektromagnetického záření s látkou. Prochází-li infračervený paprsek plynem, mohou být molekuly plynu excitovány a energie paprsku absorbována, což má za následek pokles intenzity procházejícího záření na určité vlnové délce. Z tohoto poklesu můžeme při znalosti délky optické dráhy dopočítat koncentraci plynu, Anglicky často používaný pojem NDIR (nondispersive infrared sensor-pojem nedispersivní znamená, že IR záření s určitou vlnovou délkou není filtrováno před průchodem měřeným vzorkem) [22].

Využívá se dvou termočlánků, na které při dopadu IR záření dochází k zahřívání. Tato informace v podobě tepla se převádí na elektrické napětí a využito je termoelektrického jevu. Z elektrického hlediska je termočlánek aktivním zdrojem elektrické energie o téměř nulovém vnitřním odporu a velmi malém svorkovém napětí. Při rozdílných teplotách měřicího a srovnávacího spoje se na měřidle objeví napětí, jehož velikost závisí na volbě kovů termočlánku a na rozdílu teplot obou spojů. Závislost tohoto napětí na rozdílu teplot je nelineární, jeho velikost pro různé dvojice kovů je tabelována. Pro praktické použití se většinou vystačí s kvadratickou závislostí:

$$E = A + B \cdot (t_2 - t_1) + C \cdot (t_2 - t_1)^2, \quad (1)$$

kde E je termoelektrické napětí, t_2 a t_1 je rozdíl teplot mezi oběma spoji a A , B , C jsou konstanty závislé na použité dvojici kovů jednotlivých drátů [22].



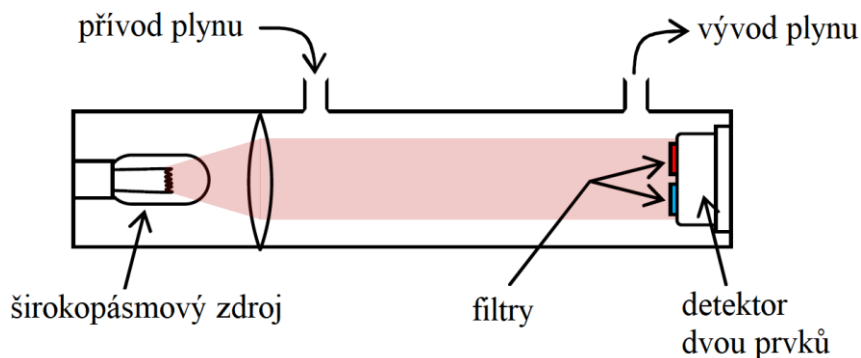
Obr. 3.2: Princip termočlánku.

Každý z těchto termočlánků, se však skládá ze sériového zapojení velkého počtu termočlánků, pro získání vyšších hodnot termoelektrického napětí. Pro samotnou detekci množství plynu se využívá Lambert-Beerův zákona upraveného pro NDIR metodu.

$$I = I_0 \cdot e^{-klx}, \quad (2)$$

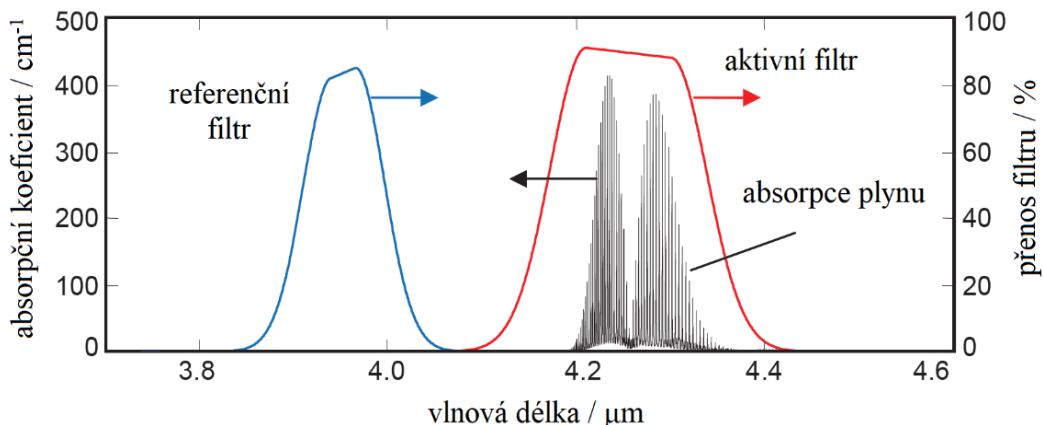
kde I je IR záření přenášené přes plynovou komoru, I_0 je IR záření dopadající na termočlánek, k je kombinace absorpčního koeficientu vzorku a příslušných filtrů, l vyjadřuje délku optické cesty mezi zdrojem a detektorem a x je koncentrace plynu [22].

Pro lepší pochopení metody poslouží schématický diagram IR plynového snímače. Širokopásmový zdroj vyzařuje všechny vlnové délky (pro náš důležitá oblast IR záření) následně prochází přes neznámý obsah plynu a dopadá na dva příslušné filtry nazývané jako referenční a aktivní filtr [22].



Obr. 3.3: Schématický diagram NDIR. Převzato z [22].

Typické charakteristiky filtru pro měření CO_2 jsou uvedeny na Obr. 3.4. Samotnou koncentraci CO_2 následně získáme poměrem teplotních napětí na příslušných termočláncích, které obsahují příslušné filtry, proto je budeme nazývat okénka. Referenční filtr slouží pro eliminaci chyb měření způsobené celou řadou nežádoucích jevů, jako jsou například vodní páry způsobené při vydechovaném vzduchu. Tato schopnost referenčního filtru je dána oblastí 3910nm, kde nejsou zastoupeny žádné plynové složky, které mohou negativně ovlivňovat měřenou hodnotu [22].



Obr. 3.4: Charakteristiky filtru pro měření CO_2 . Převzato z [22].

Faktory ovlivňující IR měření:

- Atmosférický tlak: zvýšený tlak přímo ovlivňuje počet molekul CO₂ absorbujících IR, avšak změny atmosférického tlaku způsobené změnou počasí nemají výrazný vliv na změnu signálu. V případě požadavku na přesný výsledek je zapotřebí zařízení kalibrovat.
- Oxid dusičitý: má schopnost absorbovat IR záření při vlnových délkách 4,5μm, pro eliminaci je zapotřebí úzkopásmového IR filtru
- Kyslík: přestože neabsorbuje IR záření, může nepřímo ovlivnit absorpci CO₂ vlivem kolizí, které způsobí falešně nízké hodnoty CO₂
- Vodní pára: vlivem kondenzace na okně snímače způsobuje absorpci IR záření, způsobující vyšší naměřené hodnoty CO₂, než ve skutečnosti jsou. Eliminaci lze dosáhnout zahříváním snímače nad tělesnou teplotu nebo odečtu přebytečných vodních par
- Inhalační činidla (při anestézii): nemají příliš významný vliv na absorpci IR záření

V následujících kapitolách budou rozebrány jednotlivé konstrukční prvky detektoru CO₂, které lze rozdělit na tři hlavní části:

- Zdroj IR záření
- Detektor IR záření
- Optická cesta

4 ZDROJE OPTICKÉHO ZÁŘENÍ

Zdroje optického záření se nejčastěji rozdělují na dvě hlavní kategorie:

- Přírodní zdroje
- Umělé zdroje

Vzhledem k realizaci měřicího zařízení s využitím umělých zdrojů budou popsány pouze tyto zdroje, které lze rozdělit na:

- Tepelné
- Polovodičové (luminiscenční)

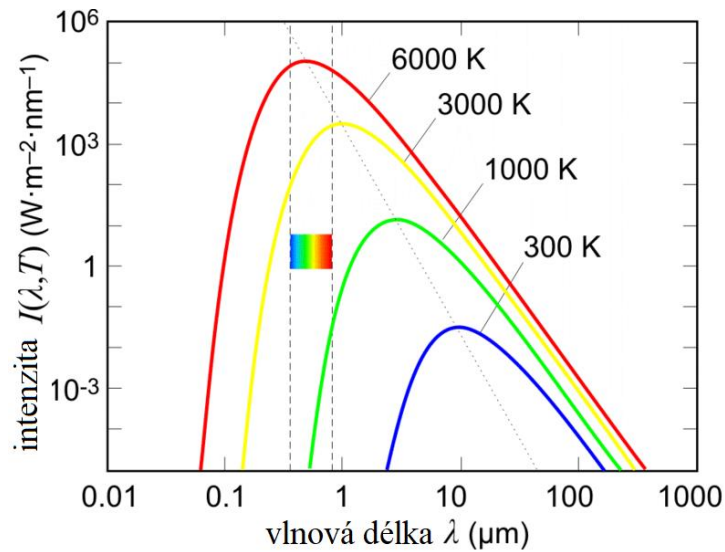
4.1 Tepelné zdroje

Vlivem termického pohybu částic v látce dochází k vyzařování elektromagnetického záření o určité vlnové délce. Takové záření je popisováno energetickou veličinou, která se nazývá intenzita vyzařování H , lze ji vypočítat podílem zářivého toku a plochy. Pro vyzařování světelné energie je zapotřebí zahřát určité těleso na relativně vysokou teplotu, účinnost takového systému není tedy ideální. Vlivem zahřátí nám těleso v případě vysokých hodnot svítí například červeně, tj. vysoká hodnota v oblasti viditelného světla, naopak nízká hodnota, kterou vyzařuje třeba lidské tělo lze zaznamenat pouze IR detektorem [45],[30].

Pro lepší pochopení, lze uvést Planckův zákon, který popisuje tepelné záření černého tělesa (pohlčuje všechny vlnové délky):

$$H_{0\lambda} = 1 - \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)}, \quad (3)$$

kde h je Planckova konstanta, T je termodynamická teplota, c je rychlost světla ve vakuu a k je Boltzmannova konstanta.



Obr. 4.1: Záření absolutně černého tělesa. Převzato z [3].

Pomocí Wienova posuvného zákona lze vysvětlit jednotlivá vyzařovací maxima, kde se vzrůstající teplotou se snižuje vlnová délka. Další závislostí je pak koeficient relativní absorpce, který přímo ovlivňuje záření tělesa. Existují různé typy zářičů jako jsou selektivní, kde se tento koeficient náhle mění nebo šedé zářiče schopné aproximovat pro různé vlnové délky. Vlivem toho má těleso menší intenzitu vyzařování oproti černému tělesu [45],[30].

4.1.1 Klasická a halogenová žárovka

Světlo klasické žárovky vzniká rozžhavením tenkého většinou wolframového vlákna procházejícím proudem. V oblasti IR se využívá například tyčinky karbidu křemíku. Jeho účinnost je velmi nízká, zhruba 8 % z celkové spotřebované energie, zbytek je vyzařován v podobě tepelného záření. Má taky nejkratší životnost, ze všech světelných zdrojů, která se pohybuje kolem 1000 hodin. To má za následek postupné ukončování výroby podle směrnic Evropské unie. Výhodou jsou nízké náklady a snadná údržba [30].

Halogenová žárovka oproti klasické žárovce dosahuje vyšších teplot vlákna a má delší životnost, především díky zastoupení halového prvku uvnitř baňky. U těchto typů žárovek se využívá křemenného skla, kvůli vysokým teplotám, které vznikají vlivem tzv. halogenového cyklu. Nevýhodou křemenného skla je schopnost propouštět nežádoucí ultrafialové záření, způsobující v krajních případech i popálení. Doporučuje se použití přísad oxidu ceričitého nebo titaničitého, při výrobě křemenného skla pro eliminaci UV záření. Ve srovnání s klasickou žárovkou jsou halogenové o 30%

úspornější. Naopak v porovnání s úspornými zářivkami mají nižší životnost a větší spotřebu [30].

4.2 Polovodičové (luminiscenční) zdroje

Jsou založeny na principu uvolňování nositelů náboje a tím následnému vzniku vzbuzených stavů při průchodu PN přechodem ve vodivém směru, takový děj se nazývá luminiscence. Látky, v nichž vzniká luminiscence jsou luminofory a jejich emisní spektrum je diskrétní. V závislosti na formě budící energie se dále dělí na fotoluminiscenci, fluorescenci a další [45][30].

4.2.1 LED a laserové diody

Základní princip LED diody je ve vyzařování fotonů při rekombinaci páru elektron-díra. Nejdříve elektron klesne z vodivostního do valenčního pásu, kde dojde k rekombinaci s dírou a následně dojde ke vzniku elektromagnetického záření. Vlivem tloušťky zakázaného pásu se přímo ovlivňuje frekvence záření. Pro správné vytvoření děrového páru je zapotřebí dodání propustného napájecího napětí. LED dioda vytváří nekoherentní záření (vzniklé záření nemá shodnou frekvenci, fázi a polarizaci). V případě spektroskopie v IR existuje celá řada výrobců diod, které je možné využít. Výhodou je nízké napájecí napětí a dlouhá životnost. Nevýhodou je nízký vyzařovací výkon a široká spektrální čára [30],[33].

U laserových diod je zapotřebí aktivního laserového prostředí, tzn. větší množství elektronů na vyšší energetické hladině. Takový stav je zapotřebí vytvořit a následně udržovat budící energií. K následnému přechodu elektronu na nižší energetickou hladinu dochází vlivem stimulace záření, které má shodnou vlnovou délku jako emitované fotony. Výhodou této diody je nízké napětí, citlivost a koherence. Nevýhodou jsou vysoké náklady pro pořízení. Existuje ještě velká skupina laserů, které pracují na stejném principu jako laserová dioda. Tyto lasery jsou však vzhledem k jejich velikosti nevhodné pro přenosná zařízení [30],[33].

4.2.2 Výbojky a zářivky

Jedním z dalších polovodičových zdrojů jsou výbojky, tvořené uzavřenou trubicí, naplněnou směsí par a plynů podle typu výbojky. Tato trubice je zvnějšku tvořena soustavou elektrod (katodou a anodou) pro vznik elektrického výboje, sloužícího pro ionizaci plynu ve výbojce. Následným záchytem volných elektronů ionizovanými atomy plynu vzniká elektromagnetické záření. Výhodou je vysoká účinnost a nevýhodou je nutnost vysokého napětí oproti diodám a velikost [30].

Další polovodičový zdroj je zářivka, tj. nízkotlaká rtuťová výbojka, která je tvořena dlouhou skleněnou trubicí se žhavicími elektrodami. Trubice se nejčastěji plní argonem a rtuťovými parami, které slouží ke vzniku tzv. doutnavého výboje. Tento výboj vyzařuje především v ultrafialové oblasti. UV záření dopadá na stěny trubice pokryté luminoforem, to má za následek pohlcení UV záření a vznik záření ve viditelné oblasti. Výhodou zářivek je delší životnost než v případě tepelných zdrojů, ale je nižší než u LED diod, vysoká účinnost. Nevýhodou bez elektronického předřadníku nelze plynule regulovat [30].

4.3 Volba zdroje IR záření

Jako vhodný zdroj IR záření byl původně zvolen EMIRS200 od firmy Axetris. Je to pyroelektrický detektor, který reaguje na změnu světelného signálu, proto je nutné jeho zdroj napájet pulzně. Jeho velkou výhodou je plochá vyzařovací charakteristika v širokém pásmu, lepší uzpůsobení frekvenční modulaci, relativně nízká spotřeba 450mW, vysoká emisivita 95 % a dlouhá životnost (více než 10 let). Tento zdroj záření je však bodový a není vhodný pro rovnoměrné ozáření IR senzoru Hamamatsu T11722-01 více v kapitole 6.3.

Jako vhodná varianta je zvolena polyimidová elektricky vodivá fólie. Elektricky vodivý povrch zajišťuje speciálně vytvořená odporová vrstva uhlíku s definovanou rezistivitou nanesená na polyimidové fólii. Tato vrstva je odolná proti poškození, oproti jiným povrchovým vrstvám je také velmi pružná, chemicky stabilní a výborně vede teplo. Vyrábí se v několika variantách s různou povrchovou rezistivitou v rozmezí 60 až 2000 Ω/cm^2 . Je zapotřebí vytvořit kontakty pro přívod elektrické energie v našem případě elektrovodivou páskou a následným připájením konektorů pomocí cínu. V závislosti na změně přívodního napětí se mění povrchová teplota fólie, která funguje jako odporový vodič. Funkcí je tedy převod elektrické energie na tepelnou.

5 OPTICKÁ CESTA

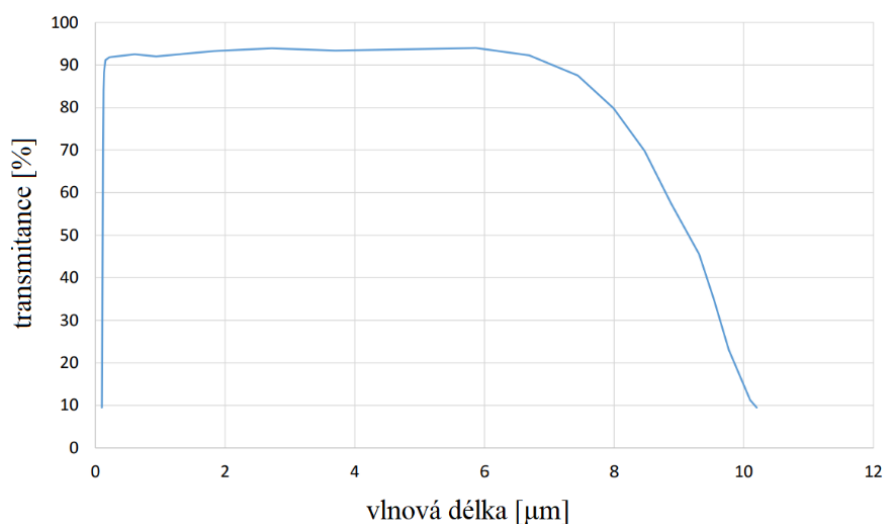
Optická cesta je cesta paprsku mezi zdrojem záření a detektorem. Vyzářené paprsky prochází přes celou řadu jednotlivých komponent zařízení, kde každá je tvořena z různých materiálů, a tedy má odlišné optické vlastnosti, které se v součtu projeví na výsledném světelném toku. V ideálním případě by jednotlivé paprsky změnily pouze svoji vlnovou délku v závislosti na zastoupení molekul CO₂ a následně by došlo k jejich detekci [22],[15].

Optická cesta je běžně složena z:

- Okénka
- Kyvety
- Filtrů

5.1 Okénka

Okénka slouží pro ochranu aktivní plochy detektorů před přímým kontaktem s měřeným plynem. Bez použití okénka může dojít k nežádoucím chemickým reakcím a k nenávratnému poškození detektoru. Jejich propustnost je závislá na použitém materiálu a tloušťce. Pro měření CO₂ se nejčastěji využívá okýnek vyrobených z Al₂O₃ (Oxid hlinitý) nebo případně CaF₂ (Flourid vápenatý), především díky dostatečné propustnosti pro měření. V našem případě zdroj záření neobsahuje ochranné okénko a musí se brát v potaz tento deficit, naopak je tomu v případě detektoru, který okénko obsahuje přímo od výrobce [22],[15].



Obr. 5.1: Vlastnost okénka CaF₂. Převzato z [15]

5.2 Kyveta

K měření používáme většinou kyvety, zhotovené z vhodného materiálu, který je propustný pro optické záření. Nejčastěji jsou vyráběny ze skla či kovu, i díky jejich teplotní a chemické stálosti při kontaktu s plynem. V závislosti na koncentraci plynu se používají kyvety s různou délkou. Vzhledem k vysoké hustotě molekul CO_2 , které jsou vydechované pacientem se využívá kyvet o délce do 5 cm. V případě nižších koncentrací se používají kyvety až o délce 10 cm, naopak při velmi vysokých koncentracích se využívá délky kyvet kolem 1 cm. Potvrzení tohoto faktu lze vypočítat pomocí takzvané frakční absorbance [22],[15].

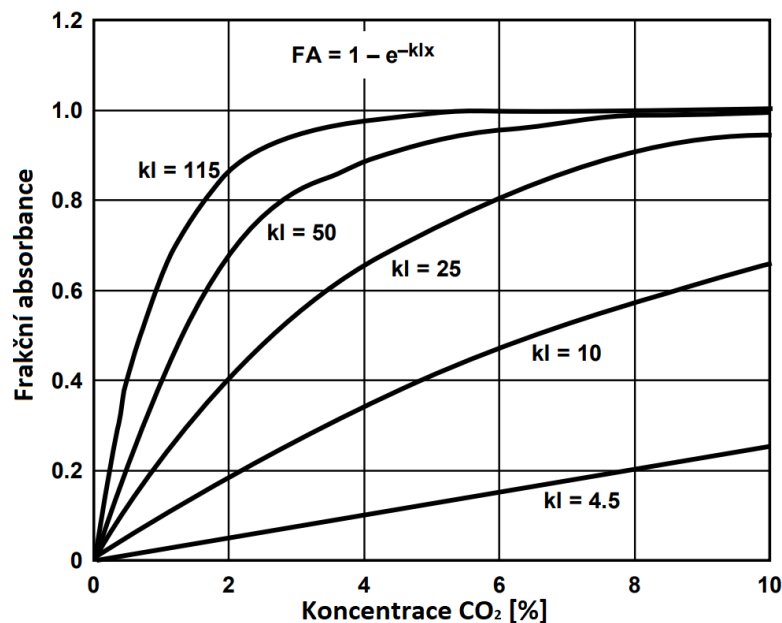
Samotný výstup z aktivního detektoru, lze popsat pomocí následujícího vzorce:

$$FA = \frac{(V_0 - V)}{V_0} = \frac{(I_0 - I)}{I_0} = 1 - \frac{I}{I_0}, \quad (4)$$

kde, FA je frakční absorbance, V_0 je hodnota při nulové absorpci plynu a V je hodnota při absorpci plynem. Sloučením Lambert-Beerův zákona a frakční absorbance získáme:

$$FA = 1 - e^{-klx}, \quad (5)$$

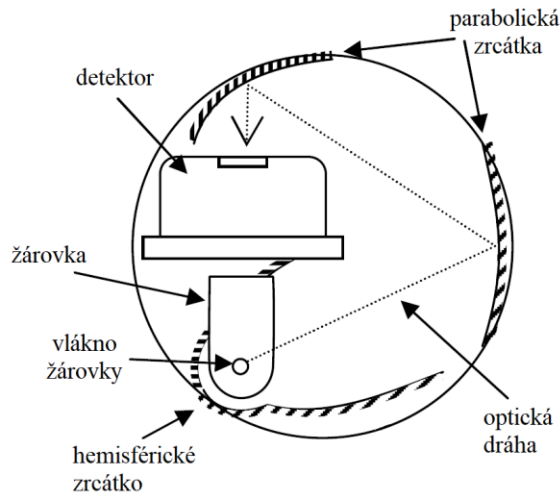
v případě k a l jsou udržovány konstantní a podrobně jsou popsány v kapitole 9.2, FA může být vyneseno vůči x do grafu.



Obr. 5.2: Závislost frakční absorbance na koncentraci CO_2 . Převzato z [31].

FA nám vyjadřuje, že dlouhé optické dráhy jsou pro nízké koncentrace plynů a pro vysoké koncentrace plynů je vhodnější krátké optické cesty. Pro konstrukci kyvet s krátkou optickou cestou se využívá soustavy zrcadel umístěných uvnitř kyvety, díky tomu se optická cesta několikanásobně prodlouží. Pro představu je vytvořeno

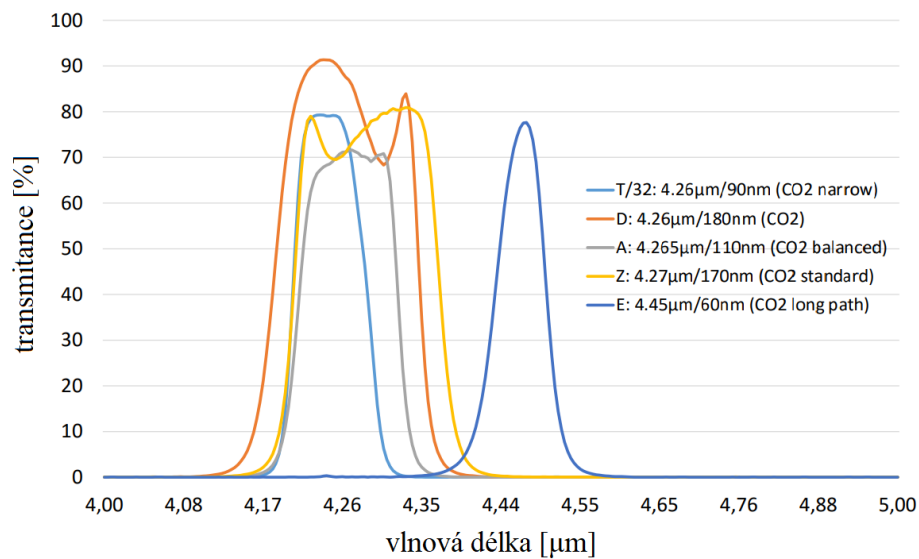
schématické znázornění jednoduchého měřicího zařízení, tvořeného soustavou zrcátek sloužících pro eliminaci nízkého zastoupení měřených částic plynu a snižování rozptylu způsobujícího ztrátu informace vlivem špatného podílu světla dopadajícího na detektor vůči vyzářenému světlu. Ke ztrátě světla dochází vlivem celé řady faktorů jako je obsah prachových částic v měřené oblasti nebo vlastnost použitých materiálů, avšak prioritní je finální hodnota dopadajícího světla na detektor [22],[15].



Obr. 5.3: Schéma detektoru se soustavou zrcátek. Převzato z [22].

5.3 Filtry

Filtry se využívají pro potlačení nežádoucích vlnových délek, které nenesou žádnou užitečnou informaci. Nejčastěji jsou součástí samotných detektorů, které jsou zhotoveny přímo od výrobců. Lze je rozdělit podle typu propustnosti nebo podle fyzikálních principů daného filtru. Výrobci neuvádějí, z jakých materiálů jsou filtry vyrobeny, pouze prezentují, pro jaké vlnové délky jsou schopné filtrovat [15].



Obr. 5.4: Přehled filtrů a jejich vlastností pro CO₂. Převzato z [15].

Standardní filtry uvedené na Obr. 5.4 jsou potaženy silikonovými podklady o tloušťce 0,4 až 0,7 mm. Mají kódové jednopísmenné označení od firmy Laser Components s následným popisem střední vlnové délky a optickou šířkou pásma [15].

6 DETEKTORY

Detektory záření slouží ke zpracování dopadající energie vyzářené určitým zdrojem. Po dopadu záření na detektor dochází k určitým fyzikálním změnám jako je např. změna teploty nebo uvolnění elektronů. Takovým detektorem je i lidské oko.

Detektory optického záření dělíme podle principu, na kterém fungují na:

- Tepelné
- Fotoelektrické

6.1 Tepelné detektory

Tepelné detektory využívají převodu energie optického záření na energii v podobě tepla. K tomu dochází na aktivním materiálu čidla tepelného detektoru, kde se záření absorbuje a dochází k ohřevu. Následně je změna teploty detekována. Nejčastěji se používají detektory termoelektrické, pyroelektrické a bolometry [24].

6.1.1 Termoelektrické detektory

Princip termoelektrických detektorů je založen na převodu tepelné energie na elektrickou a lze je popsat pomocí Seebeckova jevu. Využívá se dvou vodičů z různých materiálů spojených do elektrického obvodu a pokud mezi nimi dojde k rozdílu teplot – vzniká tzv. termoelektrické napětí, které je následně detekováno.

Nejčastěji jsou vyráběny jako sériově řazené termočlánky ve formě tenkých kovových pásků o šířce v řádech μm . Pro lepší absorpci záření se také začerňuje aktivní materiál. Existuje celá řada termoelektrických detektorů, které se především liší v použitém materiálu detektoru, tím se mění jeho základní vlastnosti – teplotní rozsah, přesnost nebo mechanická odolnost [24].

Pro IR oblast, se nejčastěji využívá materiálů Si-Al, Bi-Sb, Si-Au. Pomocí těchto materiálů je detektor schopen měřit v rozmezí 1–18 μm vlnové délky a jeho teplotní závislost je od -20 až do 500 °C [24].

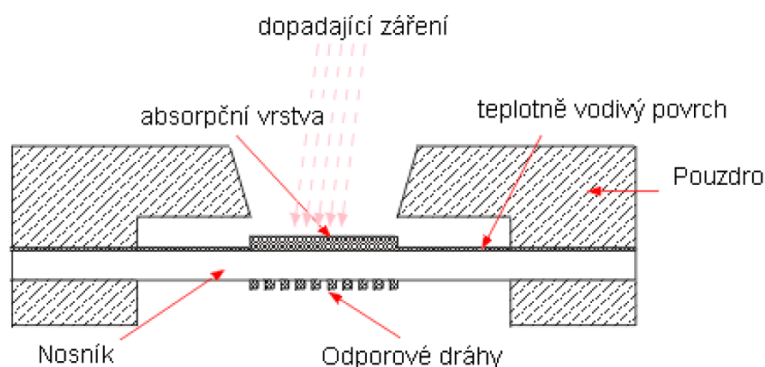
6.1.2 Pyroelektrické detektory

Pyroelektrické detektory nebo zkráceně pyrometry jsou bezdotykové teploměry, určující teplotu tělesa v závislosti na jeho záření. Využívají tzv. pyroelektrického jevu, kdy působením záření na pyroelektrický materiál dochází ke změně polarizačního vektoru, způsobující indukci napětí vlivem posuvných proudů. Jsou schopné měřit i objekty chladnější než samotný pyrometr, hodnoty jsou pak záporné. Konstruktivně jsou tvořeny dvěma elektrodami, z nichž jedna je načerněna pro lepší absorpci záření. Je zapotřebí

použit okénko detektoru, které propouští pouze určité vlnové délky, aby detektor byl selektivní. Samotné generované záření je přerušováno vypínáním a zapínáním nebo se využívá rotující clony. Typický rozsah měření v oblasti IR je 5 až 14 μm tj. teplotní rozsah cca -50 až 400 $^{\circ}\text{C}$ [24],[12].

6.1.3 Bolometry

Bolometry pracují na principu pyrometrie, tzn. měření celkového vyzářeného tepelného výkonu prostřednictvím IR záření, vlivem zahřívání odporu s vysokým teplotním koeficientem. Bolometr je zapotřebí tepelně izolovat od okolí vakuovým pouzdem. Vyrábí se jako vhodně tvarovaný tenký pásek z čistého kovu s vývody na galvanometr. Absorpční vrstva, která pohlcuje až 95 % záření, ohřívá tepelně vodivý povrch a nosník, díky tomu se také ohřívají odporové dráhy, která pak mění svůj odpor (měříme). Bolometry se často využívají v dalekohledech k pozorování vesmíru. Výhodou bolometrů je přesné měření, velký měřicí rozsah pro IR záření 1,6 až 500 μm , tj. teplotní oblast od -200 $^{\circ}\text{C}$ až 1500 $^{\circ}\text{C}$ [24],[11].



Obr. 6.1: Průřez bolometrem. Převzato z [11].

6.2 Fotoelektrické detektory

Jsou založeny na přeměně optického záření na elektrickou energii. Využívají fotovodivostních změn (změna permitivity způsobena excitací atomů detektoru), fotodielektrickém jevu, nebo fotoelektrickém jevu (vnitřním a vnějším) [24].

Vnitřní fotoelektrický jev využívají fotodiody s P-N přechodem, Schottkyho nebo lavinové diody. Nespornou výhodou je rychlá odezva na změnu osvětlení a velký poměrný rozsah výstupního signálu. Dalším detektorem využívající vnitřní fotoelektrický jev jsou fotorezistory, které jsou stejně jako fotodiody polovodičové součástky. Nejdůležitější vlastnosti fotorezistorů je hodnota odporu za tmy, která se pohybuje v řádech megaohmů a při osvětlení výrazně klesá, také je podstatná citlivost, která se mění při různých vlnových délkách. Výhodou jsou přijatelné pořizovací

náklady, dobrá citlivost a jednoduché využití. Nevýhodou je dlouhá odezva v řádech desítek minut a velká teplotní závislost[24].

Vnějšího fotoelektrického jevu využívají fotonky a fotonásobiče. Hlavní rozdíl mezi fotonkou a fotonásobičem je v možnosti zesilování přijímaného signálu. Fotonka má pouze jednu fotokatodu a anodu, naopak fotonásobič má kromě těchto dvou navíc dynody, které slouží k mnohonásobnému zesílení přijímaného signálu. Výhodou je rychlá odezva a v případě fotonásobičů i schopnost velkého zesílení původního signálu. Nevýhodou je velikost, využití má hlavně v laboratořích [24].

6.3 Volba detektoru

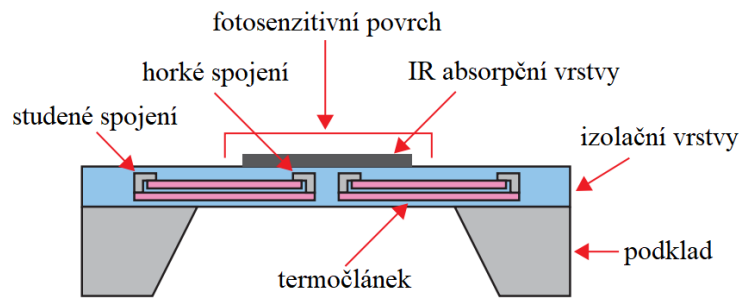
Jak už bylo zmíněno nejlepší variantou pro detekci CO₂, je nedestruktivní infračervená spektrometrie (NDIR). V dnešní době existuje celá řada detektorů využívající tento princip.

Cílem diplomové práce je využití dvou okénkového termočláňkového optického detektoru Hamamatsu T11722-01, který bude rozebrán, avšak pro přehled si představíme i konkurenční výrobky využívající jiné detektory. Tento snímač je navržen tak, aby detekoval plyn CO₂ prostřednictvím známého absorpčního pásma, centrovaného na 4,2 μ m. Skládá se z detektoru s vysokou citlivostí s dvojitým termoelektrickým detektorem a dvěma pásmovými filtry pro snímání dvou vlnových délek (referenční hodnota: 3,9 μ m a CO₂ hodnota: 4,3 μ m) [41].

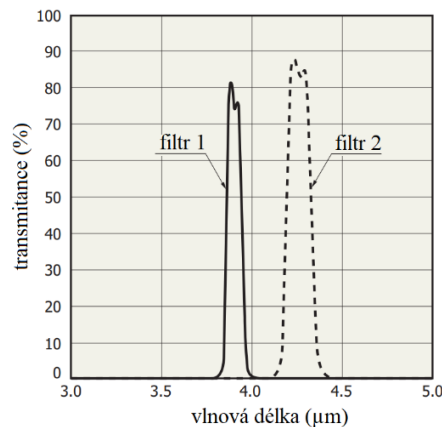


Obr. 6.2: Hamamatsu T11722-01. Převzato z [41].

Samotný výrobce udává pouze základní technologický princip, pro lepší představu je prezentován průřez jednoho z okének a charakteristiky aktivního a referenčního filtru [41].



Obr. 6.3: Průřez jednoho okénka. Převzato z [41].

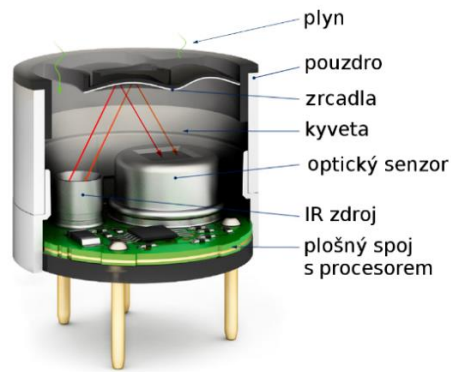


Obr. 6.4: Charakteristiky filtru Hamamatsu T11722-01. Převzato z [41].

6.4 Komerční zařízení

V této kapitole jsou popsány nejběžnější komerční detektory sloužící k měření koncentrace CO₂.

- Pyreos: Infračervené snímače od společnosti Pyreos nabízí výjimečně vysokou odezvu, skvělou tepelnou a elektrickou stabilitu. Mají velký sortiment pro měření celé řady prvků, ať v plynném nebo kapalném skupenství. Tyto vysoce výkonné snímače proudového režimu nabízí rychlou a stabilní odezvu v širokém frekvenčním rozsahu [37].
- Alphasense: Se zajímavým řešením infračervené detekce CO₂ přišla tato firma. Výrobci se podařilo integrovat měřicí řetězec spolu s vyhodnocovacími obvody do pouzdra, jehož průměr je 20 mm. Přestože je zařízení velice malé a optická cesta má délku pouze 30 mm, na přesné vyhodnocení koncentrací plynů to stačí. Výrobce nabízí několik variant detektorů s různými rozsahy měření [1].



Obr. 6.5: Výrobek od společnosti Alphasense. Převzato z [22].

- SmartGas: Tato firma se zaměřuje především na detektory pro oblast řízených provozů, laboratorních analýz a sledování životního prostředí. Přístroje jsou stabilní, přesné, spolehlivé a mají robustní konstrukci. Výrobce také dodává přídatné moduly pro další možnosti měření jako je snímání okolního tlaku. Pro měření CO₂ výdechu pacienta, však nevhodné z důvodu malého vstupního průřezu do kyvety, zařízení je také realizováno jako nepřenosné [38].



Obr. 6.6: Výrobek od společnosti SmarGas. Převzato z [38].

Jednotlivé výrobky lze tedy rozdělit na přenosné a nepřenosné, v případě vyšetřování pacientů je výhodnější zařízení přenosné pro snadnou aplikaci a manipulaci při měření. Většina nepřenosných měřičů je konstruována pro účely měření koncentrace v prostoru nikoliv pro výdech pacienta. Cílem práce je realizace přenosného zařízení, které je v lékařství běžné. Druhou kategorií rozdělení je rozsah měření. Existuje celá řada přenosných zařízení nevhodných pro medicínské účely. Podmínkou využití pro měření dechu pacienta je minimální rozsah zhruba 0-8 % CO₂, to je běžný rozsah vydechované koncentrace. Na Obr. 6.7 je nalevo přenosný měřič EMMA od společnosti Masimo, který je na současném trhu špičkou pro využití v medicíně vzhledem k vhodným provozním vlastnostem s celou řadou užitečných funkcí. Napravo je příklad nepřenosného přístroje využívaného v průmyslovém odvětví od firmy Dräger model

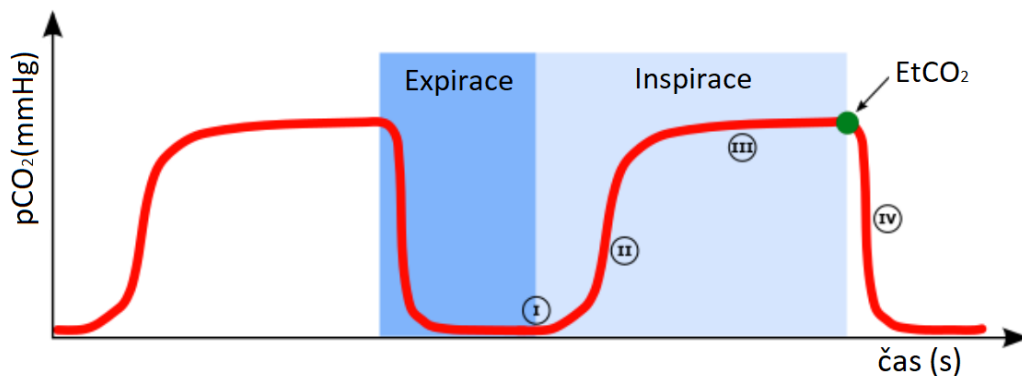
PIR 7200, který má skvělé vlastnosti jako je stabilita, citlivost, konfigurovatelný rozsah měření, avšak pro měření dechu pacienta nemá přizpůsobenou konstrukci (neobsahuje dechovou trubicí).



Obr. 6.7: Přenosný měřič CO₂ a nepřenosný měřič CO₂. Převzato z [26],[14].

6.5 Využití v lékařství

Hlavní využití pro měření CO₂ v dechu je v medicíně pomocí metody zvané kapnometrie. Je to neinvazivní metoda, pomocí které se zjišťuje tlak vydechovaného CO₂ a dechová frekvence. Měření probíhá v čase a výsledný graf je nazýván kapnografie. Naměřená koncentrace je uváděna ve formě tlaku v jednotkách mmHg a normální hodnoty se pohybují kolem 37 mmHg [27],[18].



Obr. 6.8: Typická křivka z kapnometru.

U časové křivky rozlišujeme čtyři fáze:

1. Začátek expirace. Výdech z anatomicky mrtvého prostoru neobsahuje žádné CO₂
2. Vydechovaný plyn začíná být z alveol (plicní sklípky), které obsahují CO₂.
3. V této fázi dochází k maximálnímu vydechování z alveol, následně dojde k přechodu do čtvrté fáze tedy začátku inspirace. V tomto okamžiku dosáhneme

nejvyšší hodnoty na detektoru. Tato hodnota se označuje jako koncový příliv oxidu uhličitého – EtCO₂.

4. Se začátkem inspirace rychle klesá koncentrace až do původní hodnoty.

Získáním hodnoty EtCO₂ jsme schopni porovnat rozdíl s p_aCO₂ (parciální tlak CO₂ v arteriální krvi). Běžné hodnoty rozdílu jsou v rozsahu 0,25 až 0,66 kPa (2–5 mmHg). Existence toho gradientu CO₂ vyplývá z přítomnosti mrtvého prostoru. Odráží poměr velikosti dechového objemu a mrtvého prostoru. Při poklesu perfuze (pronikání plynů stěnou plicního sklípku) se zvyšuje mrtvý prostor, a tedy hodnota EtCO₂ se snižuje. Tento pokles může být způsoben obstrukcí při plicní embolii, vysokým pozitivním expiračním a inspiračním tlakem nebo nízkým srdečním výdejem. Využívá se především při monitorování ventilace u pacientů s celkovou anestézií. Slouží také jako spolehlivý detektor při životně ohrožujících stavech jako je neočekávané ventilační selhání. Společně s pulzní oximetrií pomohl při prevenci více než 90 % nehod při anestézií [27],[18].

Z hlediska interpretace naměřených hodnot se využívá koncentrace CO₂ v jednotkách ppm (parts per milion) a tlaku CO₂ v Pa (Pascal) nebo mmHg (milimetr rtuťového sloupce). V případě převodu koncentrace na tlak použijeme teorie, kde každá složka plynné směsi přispívá k celkovému tlaku vyvíjenému směsí úměrnému počtu molekul ve směsi. Samotný tlak plynu je často vyjádřen z hlediska molární frakce [27],[18]. Jako jednoduchý případ můžeme uvést plyn o koncentraci 400 ppm (0,04 %). Počet molů oxidu uhličitého v 100 molekulách toho plynu lze spočítat pomocí Avogadrova zákona N_A (vyjadřuje počet částic v 1 molu):

$$n_{CO_2} = 0.04 \text{ molekul} \cdot N_A = 0.04 \cdot N_A, \quad (6)$$

kde n_{CO_2} vyjadřuje počet molů oxidu uhličitého.

$$n_{celkem} = 100 \text{ molekul} \cdot N_A = 100 \cdot N_A, \quad (7)$$

kde n_{celkem} vyjadřuje celkový počet molů v tomto vzorku.

$$X_{CO_2} = \frac{0.4 N_A}{100 N_A} = 0.00004, \quad (8)$$

kde X_{CO_2} vyjadřuje molární zlomek oxidu uhličitého ve směsi.

$$P_{CO_2} = 0.00004 \cdot 760 \text{ mmHg} = 0.304 \text{ mmHg}, \quad (9)$$

kde P_{CO_2} vyjadřuje parciální tlak oxidu uhličitého. Hodnota 760 mmHg vyjadřuje tlak měřeného vzorku. Převod mezi mmHg a Pa je jednoduše vyjádřen 1mmHg = 133,32 Pa. V našem případě vzorek o koncentraci 400 ppm je roven 0.304mmHg a tedy 40,53 Pa. Z hlediska této práce, kde využíváme širokopásmového měření je zvolena jako vhodnější varianta prezentace výsledku ve formě koncentrace [27],[18].

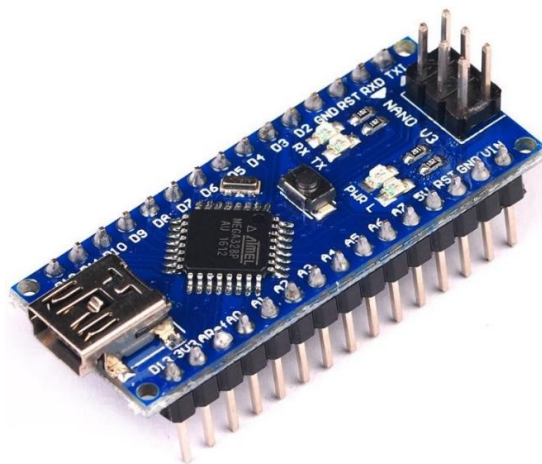
7 PLATFORMA ARDUINO

K samotné realizaci zařízení a ke splnění všech potřebných funkcí je zapotřebí platformy, která je srdcem každého „chytrého“ zařízení. Platforma není jenom samotný hardware, ale i software, pro bezproblémovou činnost programů. Platformem (počítačových) je na trhu celá řada, pro nejrůznější oblasti využití. Jako ideální byla pro tento případ zvolena platforma Arduino.

Platforma Arduino, která se využívá pro rychlou a snadnou tvorbu projektů sloužících pro nejrůznější účely. Je vhodná pro začátečníky i pokročilé pro naučení základů programování a pochopení principů jednotlivých technologií. Arduino obsahuje velké množství různých senzorů a modulů, čím se stává flexibilní a lze jej přizpůsobit dle svých potřeb. V dnešní době má za sebou velkou komunitu příznivců, kteří vytváří nepřehledné množství návodů pro nejrůznější projekty. Platforma Arduino je také vhodná díky přehlednému rozhraní, dobré podpoře a velké škále nejrůznějších funkcí. Na rozdíl od Raspberry Pi není Arduino zamýšleno jako plnohodnotný stolní počítač. Řídicí program je vyvíjen zvlášť a do Arduina je posléze nahrán a spuštěn. Existuje více než deset typů Arduina, pro naši práci byl zvolen Arduino Nano, především kvůli jeho malé velikosti, aby výsledné měřicí zařízení bylo co nejmenší [28],[43],[6],[4].

7.1 Arduino Nano

Arduino Nano je mikroprocesorová kompatibilní deska. Patří mezi jednu z nejmenších oficiálních verzí Arduina, navrženou pro úsporu místa a běží na procesoru ATmega328 s taktem 16 Mhz. Deska váží 7 gramů a rozměry má 4,5 x 1,8 cm. Oproti menšímu modelu Arduino Micro obsahuje navíc USB port a převodník, kvůli němuž je celkové provedení o něco větší. Odpadá tak nutnost mít společně s deskou ještě další programovací prostředek jako je externí USB 2 Seriál převodník, k samotnému nahrání programu na desku tedy postačí USB kabel propojený s PC [28],[43],[6],[4].

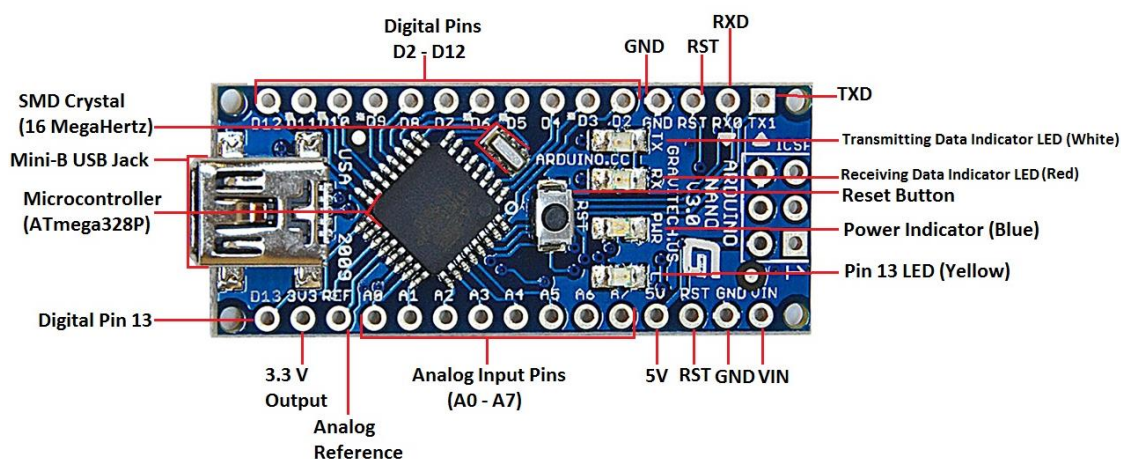


Obr. 7.1: Arduino Nano. Převzato z [5].

Arduino Nano obsahuje celkem 36 pinů:

- Digitální: I/O 14 pinů (TX1, RX0, D2-D13)
- Analogové: 9 pinů (REF, A0-A7)
- Napájecí: 7 pinů (GND, 3V3, VIN)
- Resetovací: 3 piny (RST)
- Synchronizační: 3 piny

Každý ze 14 digitálních pinů na Arduino Nano lze použít jako vstup nebo výstup. Pracovní napětí je 5 V a každý pin může poskytovat nebo přijímat maximálně 40 mA a odpor při vytížení je přibližně 20-50 k Ω . Sériové kanály 0 (RX) a 1 (TX) se používají pro příjem a přenos dat v našem případě s Bluetooth modulem MLT-BT05. Analogové vstupní piny A0 až A7, poskytují 10 bitové rozlišení (tj. 1024 různých hodnot) a slouží pro referenční napětí [28],[43],[6],[4].



Obr. 7.2: Arduino Nano popis pinů. Převzato z [34].

7.2 Napájení desky

Deska Arduino Nano může být napájena přes mini USB konektor z počítače nebo z externího napájecího zdroje. V případě externího zařízení lze využít síťový adaptér, akumulátor nebo baterii o vhodném napětí. V našem případě jsou zvoleny baterie typu AA, kvůli požadavku na velikost a přenosnost zařízení. Deska je schopná pracovat s externím napájecím napětím v rozsahu 5 až 20 V, avšak v případě menšího napětí než 5 V, nemusí spolehlivě pracovat vnitřní stabilizátor 5 V. Pro napětí větší než 12 se může stabilizátor napětí přehřívát a vzniká tak riziko poškození desky. Doporučený rozsah napájecího napětí udávaný výrobcem je tedy 5 až 12 V [43],[6],[4].

Napájecí vývody:

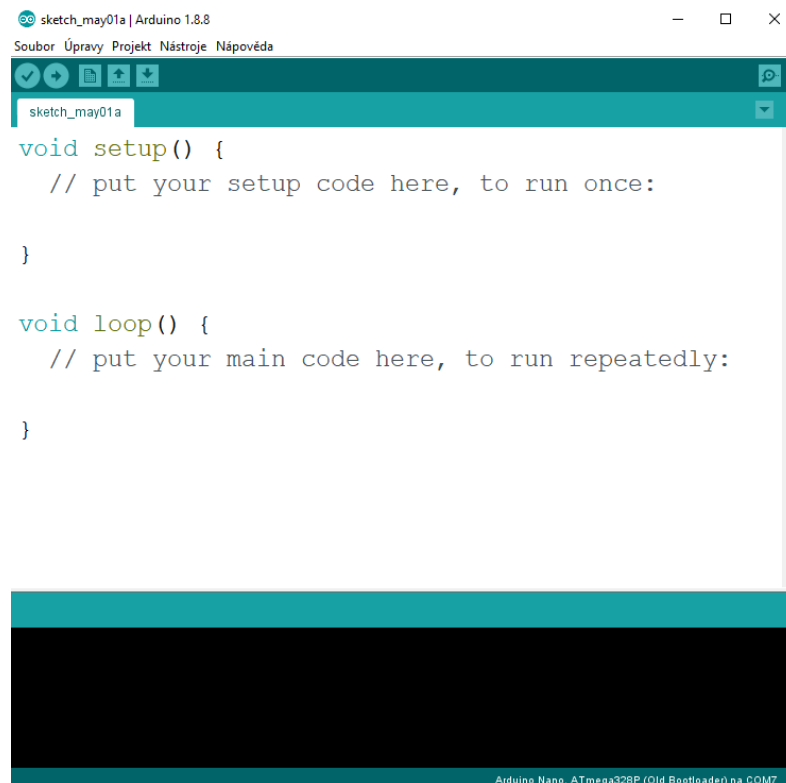
- VIN: slouží pro připojení vstupního nestabilizovaného napětí při použití externího zdroje
- 5V: výstup stabilizovaného napájecího napětí, sloužící k napájení mikrokontroléru
- 3V3: výstup napětí 3,3 V, které je dodáváno stabilizátorem, maximální proudový odběr je 50 mA
- GND: zemní piny (0 V)
- REF: pracovní napětí I/O pinů na desce (5 V)

7.3 Komunikace

Arduino Nano má řadu rozhraní pro komunikaci s počítačem nebo s jiným mikrokontrolerem. ATmega328 poskytuje UART TTL (5 V), to je sériová komunikace obsažená v digitálních pinech 0 (RX) a 1 (TX). FTDI FT232RL na desce Arduina poskytuje sériovou komunikaci s PC přes mini USB a ovladače FTDI (součástí softwaru Arduino) poskytuje virtuální COM port. Správné propojení s počítačem tedy nejdříve vyžaduje stáhnutí Arduino programu. Následně zapojení desky pomocí mini USB konektoru. Po následném zapojení do PC je zapotřebí nainstalovat příslušné ovladače pro správné rozpoznání portu (COM a LPT). V aplikaci Arduino zvolíme typ desky a určíme číslo sériového portu, následně lze nahrát program pomocí tlačítka „Upload“. Po úspěšném nahrání se objeví status „Done uploading“ a na desce začne LED dioda pinu 13 oranžově blikat. Arduino software má k dispozici SoftwareSerial knihovnu, která umožňuje sériovou komunikaci s jakýmkoliv digitálním pinem na desce Nano, včetně I2C a SPI komunikace [43],[6],[4].

7.4 Vývojové prostředí Arduino

Arduino IDE (integrated development environment = integrované vývojové prostředí) je napsané v jazyce Java. Jedná se o software vzniklý z výukového prostředí Processing. To bylo mírně upraveno, byly přidány určité funkce a v neposlední řadě podpora jazyka Wiring. Programovat můžeme pomocí jazyka C nebo C++, avšak nejsnadnější variantou je používání knihovny Wiring, především díky její komplexnosti. U samotného kódu jsou nejdůležitější dvě funkce *void setup* a *void loop*. Funkce *setup* se provede pouze na začátku programu, to znamená po připojení napájení, zmačknutí tlačítka restart, nebo po nahrání kódu do Arduina. Druhá funkce *void* se bude neustále opakovat dokola až do odpojení napájení. Bez těchto dvou funkcí by program nemohl fungovat [25],[7].



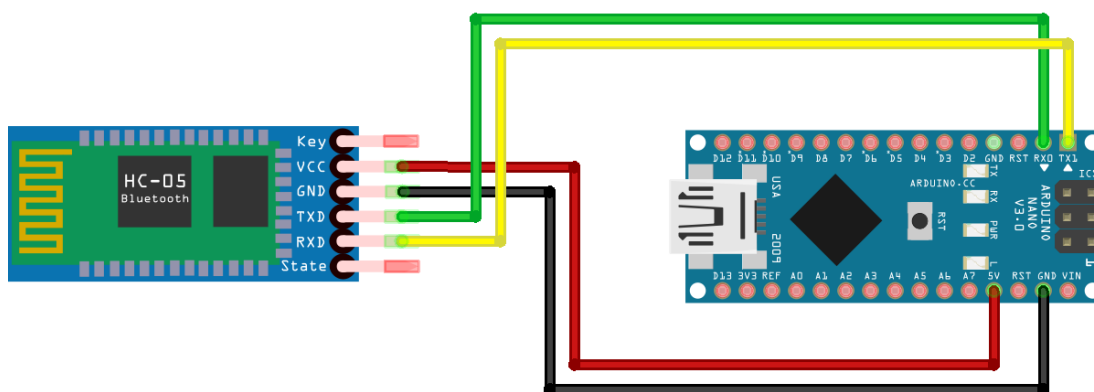
Obr. 7.3: Vývojové prostředí Arduino.

7.5 Bluetooth modul

Bluetooth je bezkontaktní technologie, která slouží pro přenos příslušných dat na vzdálenost v řádech jednotek až desítek metrů využívající krátkých rádiových vln. Tato technologie se neustále vyvíjí od původní Bluetooth verze 1.0 využívající rozkladu dat na pakety, kde každá paketa využívá 79 kanálů s šířkou pásma 1 MHz v pásmu 2,402 až 2,485 GHz až po dnešní verzi 5.0, které pracují s 40 kanály o šířce pásma 2 MHz, kde hlavním rozdílem je energetická náročnost, která je výrazně nižší. V případě bateriového napájení je výdrž až několik let. Tato technologie se také často nazývá jako BLE (Bluetooth Low Energy). Rychlost posílání dat je poměrně rychlá až 1 Mbps v časových úsecích několika milisekund. Vzhledem k vlastnostem je tato technologie pro tento projekt dostatečná a nijak neovlivní naměřenou informaci. Komunikační cesta může být využita v obou směrech, tedy přijímání dat do modulu (platí pro náš případ) nebo odesílání do Arduina. Nejčastěji využívané moduly pro komunikaci s Arduinem jsou Bluetooth moduly HC-05 a HC-06 obsahující rádiový čip Cambridge Silicon Radio BC417 s 8 Mbit flash pamětí. Podporují však verzi 2.0, která je vzhledem k energetické náročnosti nevhodná pro tento projekt [21],[29].

V našem případě bylo využito modulu MLT-BT05. Tento modul využívá Bluetooth ve verzi 4.0 a komunikuje s Arduinem pomocí sériové linky s výchozí rychlostí 9600 baudů (bitů za sekundu). Oproti jiným typům je velikost modulu značně

menší, včetně antény sloužící k přenosu dat, která je schopná dosáhnout vzdálenosti maximálně 100 metrů na volném prostranství. Modul je zapotřebí napájet v rozsahu 3,3 až 6 V, toho docílíme pomocí Arduina Nano, který má napětový výstup 5 V, při takovém napětí bude proudový odběr zhruba 2 mA v klidu a při komunikaci maximálně 9 mA. Rozměr modulu je 3,2 x 1,6 cm. Pro správné propojení Bluetooth modulu s Arduinem Nano stačí pouze čtyři vodiče. Na pin s názvem VCC připojíme napájecí vodič pro 5 V, GND zapojíme na zem Arduina, TXD zapojíme s pinem RX0 a RXD s pinem TX1. Princip zapojení je stejný jako v případě starších modulů jako je HC-05, avšak nemají kompatibilní komunikaci [21],[29].



Obr. 7.4: Zapojení Bluetooth modulu s Arduinem. Převzato z [2].

Bluetooth modul funguje ve dvou základních režimech provozu. V datovém módu, který nám umožňuje přeposílat data mezi dvěma Bluetooth moduly (např. MLT-BT05 a mobilní telefon). Tento mód využívá přenosovou rychlost 9600 baudů. Pro správné připojení externího zařízení k modulu se využívá přístupového PIN klíče s defaultním kódem 1234, který lze v nastavení změnit. Změna PINU a zasílání různých AT příkazů se provádí v druhém příkazovém módu. Pro správné přepnutí módu se před připojením napájení na pin VCC nejprve zapojí pin KEY, tím vzroste přenosová rychlost na 38 000 baudů a zařízení je schopné přijímat jednotlivé příkazy pro správnou konfiguraci v podobě velkých písmen, která končí dvojicí písmen CR/LF [21],[29].

7.6 Mobilní aplikace Blynk

Pro přehlednou prezentaci naměřených dat bude využita uživatelská aplikace v cloudovém programovacím prostředí Blynk. Tato platforma je podporována iOS a Androidem a slouží pro snadný a rychlý vývoj aplikací především pro uživatele Arduino jednotek a Raspberry Pi, avšak podporuje více než 400 vývojových desek [36],[23].

Skládá se ze tří hlavních složek:

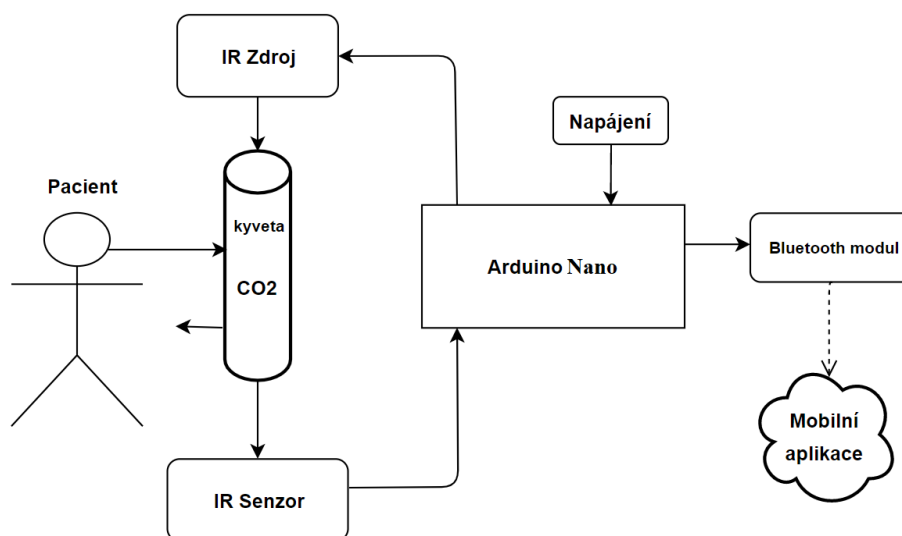
- Mobilní aplikace obsahující rozhraní pro tvorbu projektů pomocí různých widgetů (vizuální interaktivní prvek)
- Server odpovědný za veškerou komunikaci mezi smartphonem a hardwarem za využití cloud serveru nebo vlastního soukromého.
- Knihovna pro všechny populární hardwarové platformy (Arduino) umožňující komunikaci se serverem a zpracovávající všechny příchozí a odchozí příkazy.

Samotnou komunikaci lze provádět pomocí Wifi, Bluetooth, Ethernetu, USB, GSM a dalších modulů. Nespornou výhodou této aplikace je snadná adaptace na příslušný projekt díky celé řadě předdefinovaných funkcí, které usnadňují realizování práce. Tato platforma je také relativně nová a neustále se vyvíjí pro uživatele, kteří udávají směr vývoje [36],[23].

8 NÁVRH A REALIZACE DETEKTORU CO₂

Na základě získaných znalostí při rozboru teorie v předešlých kapitolách, lze přejít k praktické části, kde je zacíleno na samotný návrh a následnou realizaci detektoru CO₂. Pro představu bylo vytvořeno jednoduché blokové schéma obsahující základní komponenty nezbytné pro správnou funkčnost zařízení, kde hlavním prvkem je platforma Arduino Nano více v kapitole 7.1.

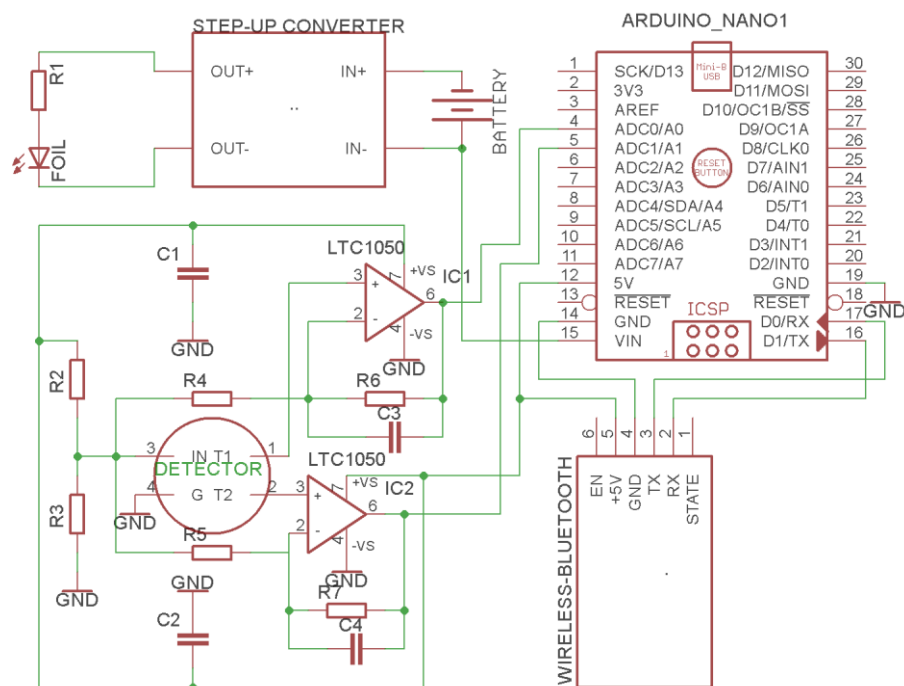
Jako vhodný zdroj IR záření byla zvolena polyimidová elektricky vodivá fólie, více v kapitole 4.3. V případě IR senzoru bylo využito Hamamatsu T11722-01, více v kapitole 6.3.



Obr. 8.1:Návrh řešení detektoru CO₂.

8.1 Schéma obvodu

Schéma obvodu nám oproti blokovému schématu dává podrobnější informaci o samotném zapojení jednotlivých součástí v elektrickém obvodu. Pro vytvoření takového schématu existují dva způsoby. Navrhnout celý obvod samostatně nebo využít schémat z odborných publikací. V tomto případě je využito některých odborných publikací, především pro rozšíření vědomostí pro následnou samostatnou realizaci a v případě zapojení Hamamatsu čidla je využito doporučeného zapojení se zesilovačem.



Obr. 8.2: Schéma obvodu CO₂ detektoru.

Tab. 8.1: Názvy a hodnoty součástek CO₂ detektoru.

Rezistory:	Kondenzátory:	Ostatní:
R1 = 131 Ω	C1 = 220 nF	Battery = 3xAAA-6v
R2 = 1 kΩ	C2 = 220 nF	Detector = Hamamatsu T11722-01
R3 = 1 MΩ	C3 = 10 nF	Step-up converter = SX1308
R4 = 1 MΩ	C4 = 10 nF	Foil = polyimidová fólie
R5 = 1 MΩ	Zesilovače:	Arduino Nano
R6 = 1 kΩ	IC1 = LTC1050	Bluetooth – MLT-BT05
	IC2 = LTC1050	

Následující rozbor se zaměřuje na konkrétní problematiku zapojení, nikoliv samotný základní popis principů jednotlivých komponent jako jsou rezistory, kondenzátory nebo zesilovače.

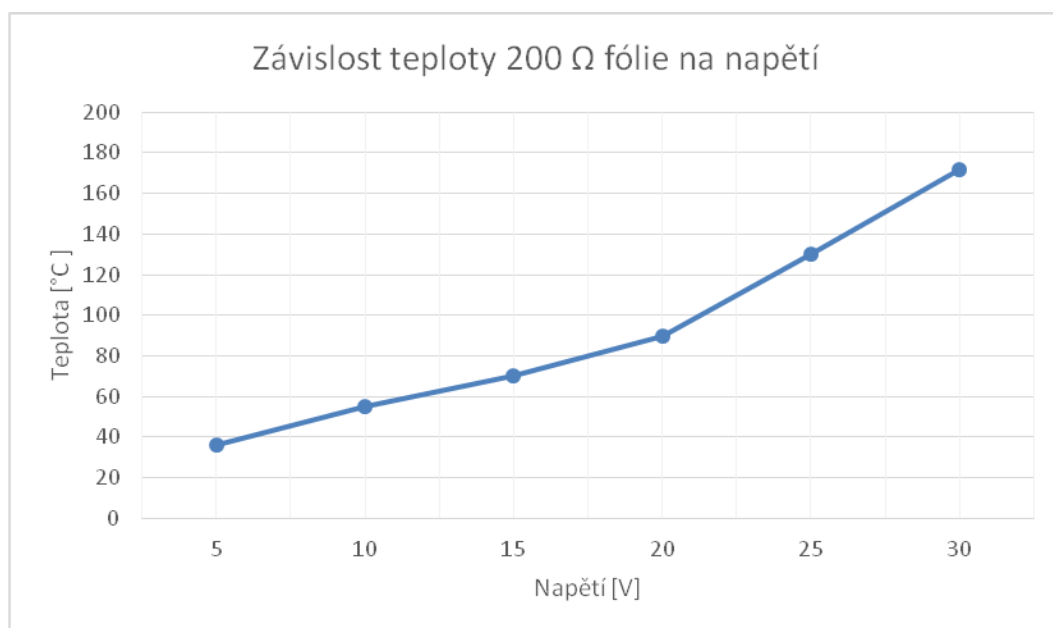
Tvorba měřícího zařízení je podmíněna celou řadou faktorů, které mohou negativně ovlivnit průběh měření a jeho výsledky. Z hlediska konstrukční části je zásadní vytvoření dostatečně dlouhé optické cesty, pro přesné měření více v kapitole 5. V případě komerčních výrobků je nejčastěji využíváno soustavy zrcadel, které jsou však vhodné pro měření v prostorech nikoliv pro měření dechu. V našem případě je optická dráha dána velikostí průměru kyvety, konkrétně 1 cm. Zdroj i senzor IR záření jsou zabudovány do samotné kyvety, pro eliminaci nežádoucích okolních vlivů. Samotný

zdroj IR záření neobsahuje okénko pro ochranu před poškozením vlivem chemických reakcí, například orosením. Výhodou nezabudovaného ochranného skla je nulová absorpce světelného toku, výsledné hodnoty tedy nejsou zkresleny, avšak může dojít k poškození.

8.2 IR zdroj

Hlavním požadavkem na vhodný IR zdroj byla schopnost rovnoměrně vyzařovat na obě okénka Hamamatsu detektoru, to se ukázalo jako zásadní problém, pro bodové zdroje z důvodů využití příslušné rozptylové čočky, která by enormně navýšila náklady na realizaci zařízení. Z následujícího důvodu se tedy volila varianta zdroje s přizpůsobitelnou velikostí vyzařovací plochy. Jako vhodná varianta byla zvolena polyimidová elektrická vodivá fólie více v kapitole 4.3. Před samotnou realizací bylo zapotřebí zjistit jednotlivé parametry této fólie. Především, jak velkou hodnotu napětí je zapotřebí přivést na fólii pro požadované vyhřátí.

Pro testování bylo využito fólie o velikosti 2 x 2 cm s povrchovou rezistivitou 100 Ω/cm^2 . Tedy odpor fólie má 200 Ω . Testování probíhalo v místnosti o teplotě 21 $^{\circ}\text{C}$, fólie nebyla v kontaktu s jiným materiálem. (v případě kontaktu dochází k výraznému odvodu tepla).



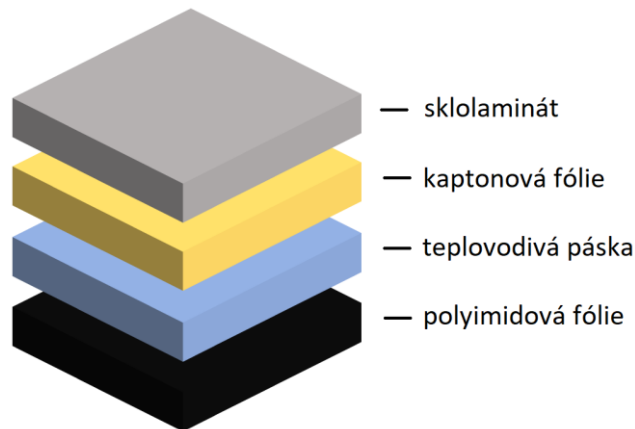
Obr. 8.3: Graf závislosti změny teploty při různém napětí pro 200 Ω fólii.

Z naměřených výsledků je patrná nepřímá úměrná charakteristika způsobená celou řadou proměnných faktorů. Jako nejzásadnější faktor byla změna odporu v závislosti na teplotě. V případě zahřátí fólie docházelo k snižování odporu v celém rozsahu, avšak při teplotách nad 90 $^{\circ}\text{C}$ se začal měnit výrazněji. Dalším faktorem je chyba měření

způsobena přesností měřícího zařízení a nerovnoměrné ochlazování vlivem proudění okolního vzduchu, který byl schopný výrazně ochladit fólii. V našem případě je však využíváno konstantního napájení fólie pro stálou vyzařovací teplotu a není pro nás tato charakteristika nijak omezující.

Zabudování polyimidové fólie do měřícího zařízení je zásadní pro správnou funkčnost. Důležitá je volba vhodného nosného prvku s následnou implementací. Zdroj IR záření je tvořen ze 4 částí pro vhodné provozní vlastnosti. Především je zacíleno na minimální ztráty energie vyzařené v podobě tepla z polyimidové fólie. V opačném případě by fólie musela být vyhřívána na vyšší hodnoty vlivem velkých tepelných ztrát způsobených ochlazováním od nevhodných materiálů. To výrazně ovlivňuje efektivitu samotného zářiče. Ztráty naměřené v průběhu testování polyimidové fólie v kontaktu s vodivými materiály snižují teplotu povrchu v rozsahu 20–60 % v závislosti na testovaném materiálu.

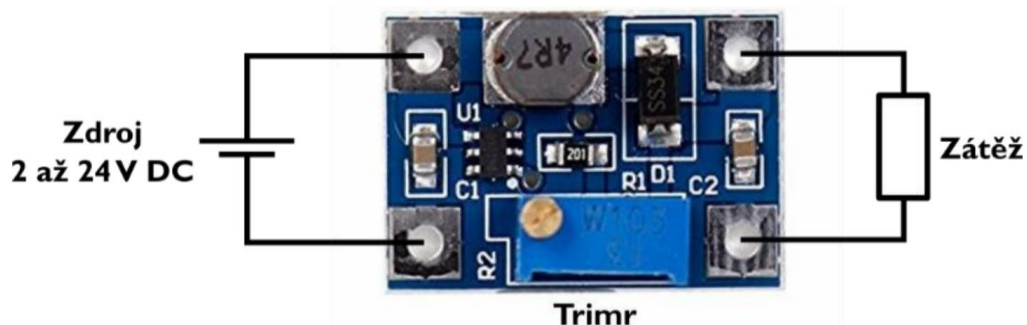
Jako nosný materiál je využit laminát ze skelné tkaniny sycený epoxidovou pryskyřicí, především díky mechanické, izolační a teplotní odolnosti. Následuje kaptonová fólie, která je zde využita pro dobré izolační vlastnosti zamezující pohlcování IR záření. Třetí vrstvou je oboustranná teplovodivá páska, která konstrukčně spojí kaptonovou a čtvrtou vrstvou polyimidovou fólii.



Obr. 8.4: Konstrukce IR zdroje.

V ideálním případě velikost polyimidové fólie, a tedy celého konstrukčního řešení je dána velikostí IR senzoru, v našem případě 9,15 mm². Pro vhodnější realizaci je zdroj IR záření vytvořen o velikosti 18 x 10 mm. Vlivem větší plochy zářiče je zapotřebí větší hodnoty elektrické energie pro vyhřátí na požadovanou teplotu, avšak oproti testované fólii s povrchovou rezistivitou 100 Ω /cm² je využito fólie s nejmenší možnou povrchovou rezistivitou 60 Ω /cm². Teoreticky má mít zabudovaná fólie odpor 108 Ω . Naměřený odpor fólie je 131 Ω . Chyba může být způsobena nedokonalostí materiálu nebo chybou měření.

Samotná volba velikosti napájení a tedy hodnota, na kterou bude fólie vyhřívána je zásadní problematikou celého řešení. Obecně je důležitá stabilní hodnota, se kterou bude v následné kalibraci počítáno více v kapitole 9.2. Nastavení vhodné teploty je prováděno pomocí zapojení step-up měniče SX1308. Tento modul slouží k převodu napětíových úrovní a je využit jako zdroj DC napětí. Pojem step-up vyjadřuje, že výstupní napětí má vždy vyšší hodnotu než vstupní. Samotná hodnota výstupního napětí se nastavuje pomocí více otáčkového potenciometru (trimru). Způsob zapojení je vysvětlen na Obr. 8.5, kde zátěž představuje vyhřívanou fólii s vlastním odporem a jsou bateriové články s napětím 6 V.



Obr. 8.5: Schéma zapojení step-up měniče SX1308. Převzato z [39].

Vzhledem k využití polyimidové fólie jako zdroje IR záření se jedná o první prototyp svého druhu, je potřeba provést příslušná testování pro nalezení vhodné hodnoty vyhřívání. Testování probíhalo při teplotě fólie v rozsahu 30–100 °C v 10 °C intervalech na 10 dechových vzorcích pro každý interval. Hlavní hledanou informací pro nalezení vhodné provozní teploty byl poměr spotřeby a velikost utlumení IR záření molekulami CO₂. V případě teplot v rozsahu 30–40 °C docházelo k nežádoucímu ovlivnění naměřeného signálu vlivem samotné teploty vydechovaného vzduchu, který se pohybuje kolem 34°C. Nyní se dostáváme k zásadní problematice využití vyhřívané fólie jako zdroje záření, vzhledem k teplotě vydechovaného vzduchu a rychlosti proudění dochází k nerovnoměrnému zahřívání pro případ nízkých hodnot fólie a k ochlazování pro vysoké hodnoty fólie. Jako nevhodná teplota vyhřívání se tedy jeví v oblasti kolem 34 °C, kde může dojít k ochlazování nebo k zahřívání fólie a byla by složitá následná práce s naměřenými daty, které by měly podobu střídavého proudu. V případě vyhřívání v oblasti 40-70 °C nám naměřené hodnoty stoupají vlivem větší energie vyzářené a zvyšuje se i rozdíl mezi aktivním a referenčním kanálem, to je samotná informace o koncentraci CO₂. V oblasti 70-100 °C velikost získané informace je největší, avšak začíná docházet k nestálosti samotné fólie, která se začíná nerovnoměrně zahřívát. Pro následující provoz je zvolena teplota na 70 °C především pro dostatečnou velikost naměřeného signálu a spotřebou kolem 30 mA. V případě potřeby lze hodnotu jednoduše změnit více otáčkovým trimrem.

8.3 Kyveta

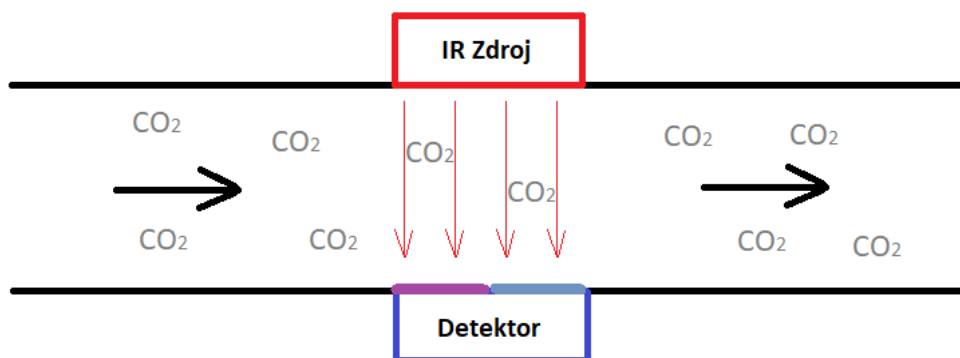
U komerčních zařízení se využívá celé řady technologických postupů pro idealizaci optické cesty více v kapitole 5.2. Nejčastěji jsou vyráběny ze skla či kovu díky jejich teplotní a chemické stálosti při kontaktu s plynem. V našem případě je však zvoleno plastové trubičky s průměrem 15 mm a délkou 10 cm zahnuté do 45°. Jednak pro její dobrou teplotní odolnost a možnost implementovat měřicí prvky na stěnu trubičky. Výhodou je také snadná dostupnost a pořizovací náklady.

Ohyb trubičky je zvolen především pro vhodnější montáž do ochranné krabičky. Vzhledem k délce a průměru trubičky nedochází k nežádoucí turbulenci vdechovaného vzduchu, předpokladem je tedy proudění laminární. Samotná optická cesta není nijak ovlivněna odrazem a lomem vzhledem k tomu, že optická dráha nevyužívá soustavy zrcátek.



Obr. 8.6: Pohled na dechovou trubicí s detektorem před instalací IR zdroje.

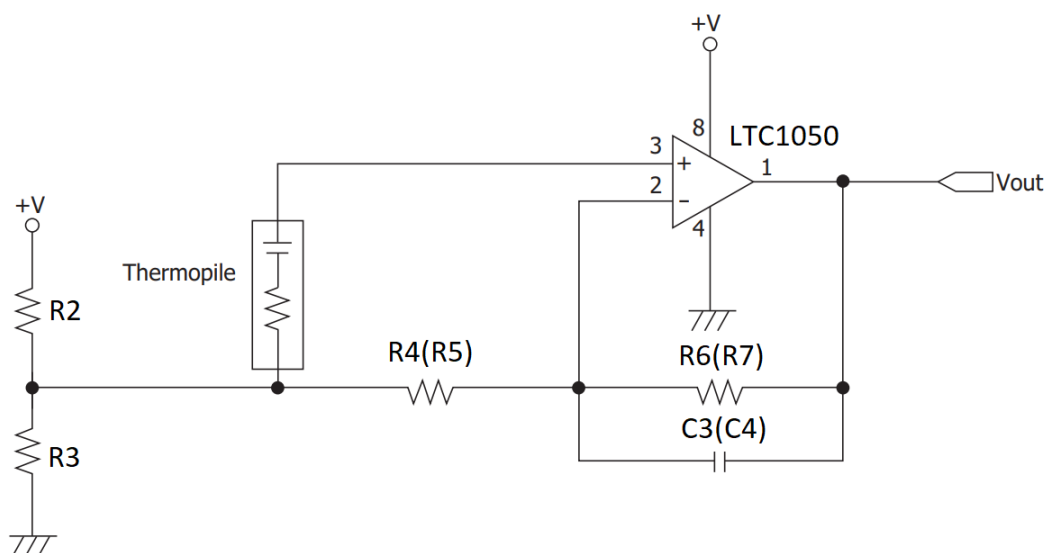
Na Obr. 8.6 lze vidět princip aplikování Hamamatsu čidla na stěnu trubičky vytvořením otvoru o požadovaném průměru do stěny trubičky a následným přilepením jednosložkovým lepidlem na bázi polymeru s okamžitou fixací. V druhém otvoru je následně zabudována vyhřívaná fólie, kde nosným prvkem je sklolaminát, připevnění opět lepidlem. Na Obr. 8.7 je vytvořeno schéma konstrukce pro snadnou představu pro pochopení principu. Délka optické dráhy je dána průměrem trubičky v našem případě 15 mm. Pro účely měření dechu pacienta se tato délka jeví jako dostatečná.



Obr. 8.7: Schéma konstrukce a princip fungování.

8.4 IR detektor

V případě detektoru Hamamatsu je využito doporučeného zapojení obvodu se zesilovačem LTC1050. Určením jednotlivých hodnot odporu a kondenzátoru přímo ovlivňujeme provozní vlastnosti zařízení.



Obr. 8.8: Doporučené zapojení detektoru Hamamatsu T11722-01. Převzato z [41].

Vnitřní odpor Hamamatsu čidla je 125 k Ω v obou kanálech a rychlost odezvy 20ms to je 50 Hz. Změnou externího kondenzátoru C3(C4), odporů R6(R7) a R4(R5), lze měnit velikost zesílení (žádoucí jev) a rychlost odezvy.

Ze schématu zapojení je jasné, že se jedná o filtr typu dolní propusti, tedy kondenzátor C3(C4) je paralelně zapojen s odporem R6(R7). Navíc jsou přidány kondenzátory C1 a C2, které slouží jako blokovací kondenzátory pro redukci impulzních proudů, protékajících obvodem. V opačném případě je získaný signál impulzně rušen. Mezní frekvenci spočítáme pomocí vzorce:

$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C3(C4) \cdot R6(R7)}, \quad (10)$$

mezní frekvence udává hodnotu frekvence, při které zisk poklesne o 3 dB, tedy zhruba o 29 %,

$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 4,72nF \cdot 1M\Omega} \approx 159 \text{ Hz}. \quad (11)$$

Mezní frekvence 159 Hz nezpůsobuje žádnou ztrátu informace. Pro úspěšnou analýzu dýchání stačí 5 až 10 vzorků za sekundu. Výstupní napěťová hodnota z čidla je v řádech μV a bylo by velmi složité pracovat s takto nízkým signálem, proto je zesílen pomocí zesilovače.

Zesílení lze spočítat pomocí vzorce:

$$GAIN = 1 + \frac{R2}{R3} = 1 + \frac{1M\Omega}{1k\Omega} = 1 + \frac{1 \cdot 10^6}{1 \cdot 10^3} = 1001. \quad (12)$$

Výstupní zesílený signál je přiváděn na vstupy Arduino Nano ADC0(A0), ADC1(A1). Tyto analogově digitální převodníky mají 10bitové rozlišení a pracují s rozsahem 0 až 5 V. Tedy obsahují 1024 úrovní, například 1 V přivedený na tento převodník nám vyjadřuje hodnotu 210 v 10bitové soustavě. Rozlišení je tedy zhruba 4,9 mV.

V případě samotného aplikování do obvodu bylo nejdříve zapotřebí vzhledem k samotné ceně této součástky eliminovat případné poškození jednotlivých nožiček senzoru fixací na desku plošných spojů.

8.5 Napájecí zdroj

Hlavní kritéria pro vhodnou volbu zdroje napájení jsou velikost pro snadnou manipulaci, dlouhá výdrž pro nenáročný servis a konstantní napětí pro správné fungování jednotlivých prvků. Z hlediska nízkého odběru proudu v zátěži se jeví nejlépe klasická jednorázová alkalická baterie AA 1,5V s kapacitou 2700 mAh od firmy Westinghouse. Výhodou je nízké samovybití, nízké pořizovací náklady, vysoká kapacita a hodí se do nenáročných aplikací. Nevýhodou je pokles kapacity při využití v mrazech, který by v našem případě neměl hrozit a nemožnost nabíjení, avšak nabíjecí baterie jsou výrazně dražší. Celkem je využito 4 ks alkalických baterií AA 1,5V, které jsou zabudovány do bateriového boxu, ze kterého získáme na výstupu 6 V. Zásadním faktorem, který by mohl způsobit zhoršující se provozní vlastnosti měřicího zařízení je snižující se napětí udávané výrobcem v případě vybití baterie z 1,5V až na 0,9V. Pro

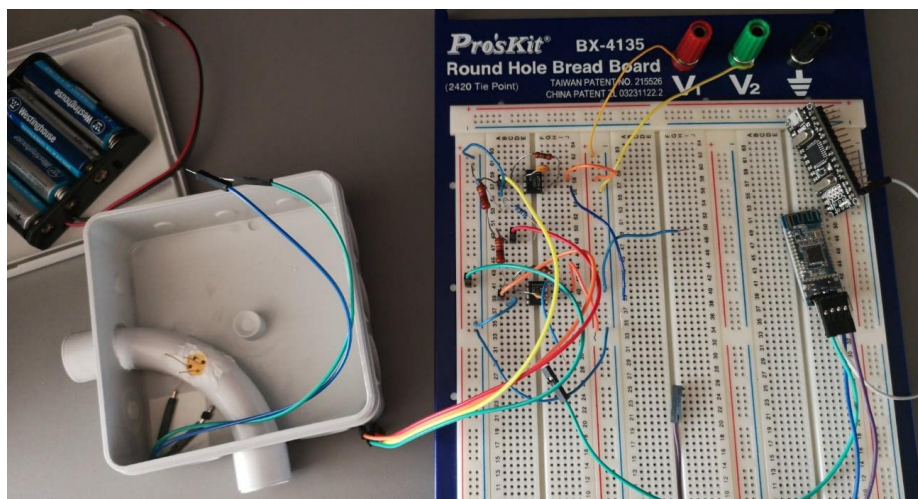
případ 6 V tedy až na hodnotu 3,6V. Při aplikaci 4 alkalických baterií o celkové kapacitě zdroje 16 200 mAh, při odběru v zátěži 35 mA je doba využití v řádech stovek hodin. Lze tedy dostatečně dlouho využívat bateriový zdroj bez známek snižování napětí. Z teoretického hlediska a v případě, že tato situace nastane si rozebereme dva nezávislé komponenty měřicího zařízení, které mohou být ovlivněny změnou napětí.

V prvním případě je potřeba vhodně napájet samotné Arduino Nano více v kapitole 7.2. Minimální hodnota napájení je udávána 5 V, v případě nižších hodnot by samotné Arduino přestalo fungovat. To by mělo za následek jednak nefunkčnost samotných funkcí Arduina jako je příjem, zpracování a odesílání dat, ale také by nenapájelo ostatní komponenty jako je zesilovač LTC150 a Bluetooth modul.

Druhé zařízení je samotná polyimidová fólie, kterou napájíme přes nastavitelný Step-up měnič, kde minimální vstupní napětí je 2 V. Nefunkčnost tedy není možná, avšak vlivem změny vstupního napětí se přímo ovlivňuje zvýšené napětí, které vyhřívá fólii. V takovém případě se teplota fólie může změnit v jednotkách stupňů °C, a tím může dojít k chybně naměřené koncentraci CO₂.

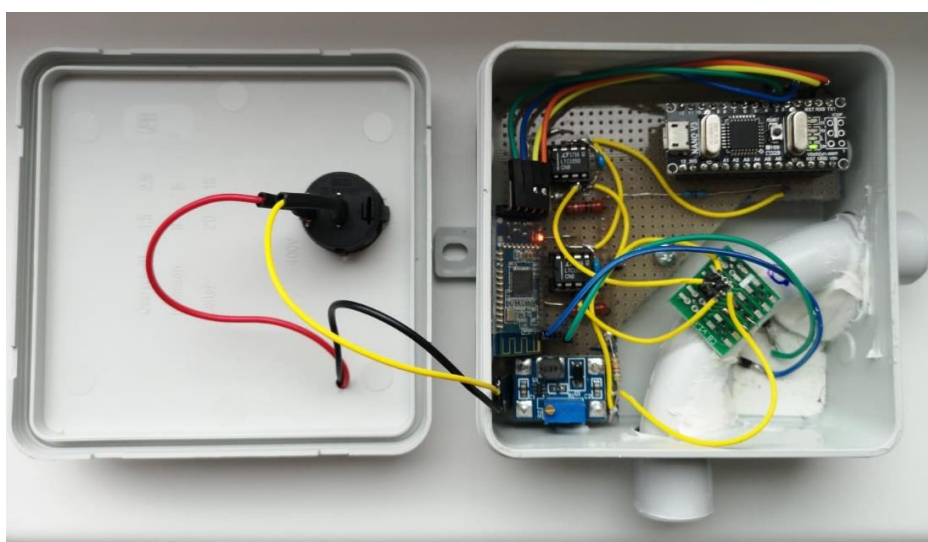
8.6 Konstrukční provedení

Před samotnou finální realizací je zapotřebí otestovat funkčnost jednotlivých komponent a samotného celku. V případě špatného fungování je snadnější provést změny na nepájivém poli než na desce plošných spojů. Zásadní byla vhodná volba hodnot součástek kondenzátoru C3(C4) a odporu R6(R7), které slouží pro zesílení naměřeného signálu. V případě špatného zesílení může dojít ke špatnému čtení pomocí Arduino Nano, které má rozsah 0-5 V. Oproti původním předpokladům jsou přidány blokovací kondenzátory pro eliminaci impulzních proudů. Na Obr. 8.9 je zapojení ve fázi testování, které je složeno z více částí, jako je napájení, měřící prvky a doplňující elektronika na nepájivém poli a moduly Arduino s Bluetooth.



Obr. 8.9: Testovací zapojení.

Po úspěšném otestování základních vlastností jednotlivých částí bylo zařízení zmenšeno, aby se vešlo do přenosné krabičky za využití univerzální desky plošných spojů, která vyříznuta přesně podle velikosti krabičky. Krabička je využita z důvodu snadné manipulace a vhodné ochrany. Jedná se o plastovou krabičku velikosti 10x10x4 cm s ochranou krytí IP 54, který popisuje míru protekce elektrického zařízení proti nežádoucím jevům, jako je například vniknutí vody. Celé zařízení je uloženo uvnitř krabičky a je fixováno pomocí šroubků a lepidla, pro eliminaci poškození nevhodnou manipulací. V případě Bluetooth modulu je zvoleno nepájivé zapojení pro snadný budoucí vývoj aplikace, kdy při nahrání nového programu do Arduina je zapotřebí odpojit kanály RX a TX. Zařízení je vytvořeno pro účely dalšího vývoje, proto je možnost přístupu do vnitřní části krabičky Obr. 8.10.



Obr. 8.10: Finální realizace vnitřní pohled.

V případě běžného využití pro měření CO₂ není zapotřebí krabičku otevírat. Z toho důvodu je napájení připevněno na vnější část pro snadnou výměnu vybitých baterií běžným uživatelem více na Obr. 8.11. Součástí vnější konstrukce je také spínací vypínač pro snadné zapnutí a vypnutí zařízení.



Obr. 8.11: Finální realizace vnější pohled

8.7 Princip přenosu dat

Naměřený signál je zapotřebí vhodně zpracovat, bezdrátově přenášet a prezentovat. K tomu slouží jednak samotné měřicí zařízení, které měří hodnoty v podobě napětí. Tyto napěťové hodnoty jsou následně převáděny na digitální signál s 10bitovým rozlišením. Samotné čtení signálu a následné zpracování dat se provádí pomocí Arduino kódu, který vytváříme v Arduino aplikaci na PC. Zdrojový kód je zapotřebí přehrát na desku Nano za využití USB konektoru. Důležitým krokem pro úspěšné propojení PC s Arduino deskou je volba správného portu, který se dá dohledat ve správci zařízení. V našem případě se jedná o port COM5 a nastaví se ve vývojovém prostředí Arduino IDE. Dále nastavíme typ vývojové desky (Arduino Nano). Úspěšné nahrání kódu zajistíme pomocí hlášky *Done uploading*.

Základním principem programovacího jazyku Arduino jsou dvě funkce `setup` a `loop`. Funkce `setup` je přípravná a provádí se na začátku programu, funkce `loop` je výkonná a provádí se neustále dokola. Pro správnou funkci programu je nezbytné využít obě funkce. Nejdříve je však zapotřebí definovat dvě reálné vstupní proměnné, jednu virtuální proměnnou `sensorDif` a lineární koeficient pro výpočet výstupní proměnné na Obr. 8.12: První část zdrojového kódu

```

// definice vstupních proměnných
int sensorData;      // vstupní proměnná - aktivní kanál
int referenceData;   // vstupní proměnná - referenční kanál
int sensorDif;       // diference akt. a ref. kanálu
double A = 90.2;     // koeficienty lineární funkce
double B = 13.6571;
double sensorPPM;    // výstupní proměnná - koncentrace CO2

```

Obr. 8.12: První část zdrojového kódu

Pro samotný výpočet je nejdříve určena časová proměnná *myTimerEvent*, která slouží pro příjem naměřených dat v určitém intervalu. Následuje příjem dat na pinech A0 a A1, kde A0 vyjadřuje aktivní kanál a A1 referenční kanál. Poté jsou tyto signály od sebe odečteny v absolutních hodnotách a výsledný signál je převeden pomocí lineárních koeficientů na výslednou koncentraci popsanou jako výstup V5, to je takzvaná virtuální proměnná, kterou nastavujeme v uživatelské aplikaci zvané Blynk na Obr. 8.14.

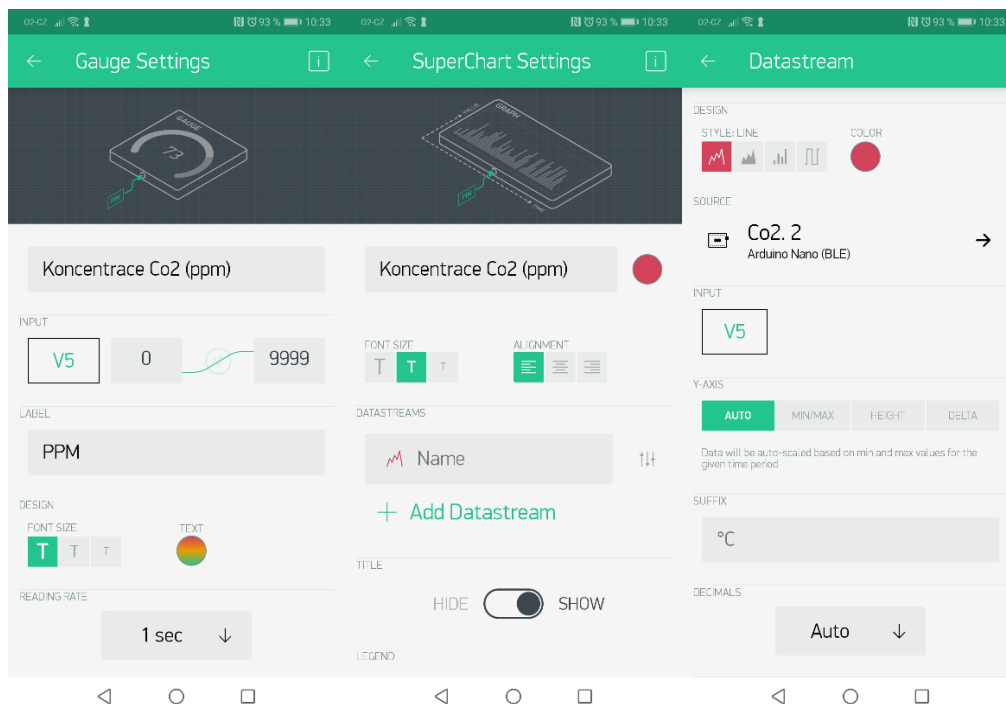
```

// výpočet
void myTimerEvent()
{
  sensorData = analogRead(A0);
  referenceData = analogRead(A1);
  // výpočet diference akt. a ref. kanálu
  sensorDif = abs(sensorData - referenceData);
  // výpočet převodní charakteristiky
  sensorPPM = A * sensorDif + B;
  // zobrazení výstupu
  Blynk.virtualWrite(V5, sensorPPM);
}

```

Obr. 8.13: Druhá část zdrojového kódu

Aplikace Blynk slouží k ovládání mikrokontrolní platformy Arduino. Tato aplikace byla zvolena oproti původní navrhované aplikaci Mit App Inventor 2, z důvodu zajímavějšího a přehlednějšího rozhraní s využitím funkce ukládání naměřených hodnot na cloudové uložení pro možnost další analýzy naměřených dat. Aplikace je bezplatná v případě využití určitého množství funkcí a je velice snadné šíření vyvinuté aplikace jednoduchým načtením QR kódu více v příloze postupu měření.



Obr. 8.14: Nastavení virtuální proměnné V5.

Nastavení V5 provádíme pro měřidlo (Gauge) a graf (SuperChart), jednotlivá data následně vykreslují v reálném čase a zároveň ukládají na cloudové úložiště pro zpětnou analýzu. Nastavuje se také celá řada dalších vlastností jako je rychlost čtení dat, způsob vykreslování, měřítko, velikosti a barva textu, historie zpětného čtení dat až jeden rok.

V další části zdrojového kódu máme smyčky setup a loop. Funkce setup konkrétně slouží pro nastavení komunikace s Bluetooth modulem pomocí sériové linky o rychlosti 9600 baudů. V případě použití jiné platformy se rychlost může lišit. Dále nastavujeme časový interval příjmu dat na 500 ms, to jsou dva vzorky za sekundu. Jako poslední část kódu je nekonečná smyčka loop sloužící pro aktivní fungování aplikace v časových intervalech.

```

//Smička setup slouží pro nastavení sériové komunikace
void setup()
{
  // sériová komunikace s rychlostí 9600 baudů
  DebugSerial.begin(9600);

  DebugSerial.println("Waiting for connections...");
  Serial.begin(9600);
  // Aplikace Blynk komunikující přes sériovou linku
  Blynk.begin(Serial, auth);
  // Časový interval příjmu dat
  timer.setInterval(500L, myTimerEvent);
}
//Nekonečná smička loop
void loop()
{
  Blynk.run();
  timer.run();
}

```

Obr. 8.15: Třetí část zdrojového kódu.

V případě výpadku komunikace mezi Arduinem, Bluetooth modulem a mobilním zařízením se přestanou vykreslovat data a aplikace bude hlásit, že není připojená k modulu. Pro zdokonalení uživatelské aplikace je vytvořena notifikační funkce, která slouží pro oznámení v případě překročení limitů naměřené koncentrace, například v případě zvýšené koncentrace v místnosti nás aplikace upozorní pomocí SMS nebo emailu, že došlo k překročení limitů a je potřeba vyvětrat, stejně tak oznamuje případné nežádoucí přerušení komunikace. V práci jsou uvedeny pouze hlavní části zdrojového kódu pro pochopení základních principů. Celý zdrojový kód je uveden v příloze.

9 OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI ZAŘÍZENÍ

Po úspěšné realizaci zařízení se následující kapitola zabývá ověřením funkčnosti zařízení. Nejdříve je popsán základní postup měření pro získání naměřených dat, které následně analyzujeme. Detektor CO₂ musí být vhodně kalibrován podle teoretických principů a za využití příslušných kalibračních měřičů. Následně je vytvořena kalibrační křivka pro optimalizaci naměřených výsledků. V poslední části je provedeno příslušné testování pro ověření výsledků.

9.1 Postup měření

Samotný postup měření je podrobně popsán v příloze *Postup měření*. Zde je popsána problematika měření. Hlavní snahou bylo vytvoření snadného a rychlého měření pro běžného uživatele bez dlouhých a složitých postupů. Jedinou podmínkou je mít k dispozici mobilní telefon s využitím Bluetooth technologie a přístup k internetu pro případ prvního měření. Celý proces měření spočívá v zapnutí spínacího tlačítka na krabičce zařízení a následném otevření aplikace Blynk, kde ihned vidíte naměřené koncentrace v čase s rychlostí odezvy 100 ms. Důležité je vyčkat minimálně 30 s od zapnutí zařízení pro správné vyhřátí fólie. V opačném případě naměřené koncentrace nebudou odpovídat realitě. Na Obr. 9.1 vidíme v horní části, název aplikace, jestli je zařízení připojeno spárováno s Bluetooth modulem a vstup do vývojového prostředí aplikace. Následuje ikonka Bluetooth sloužící pro propojení s modulem a ikonky pro oznámení například překročené koncentrace nebo v případě nefunkčnosti. Poté máme výstupy prezentovány jednak v číselné podobě s rychlostí výpisu 2 vzorků za vteřinu (je možné nastavit jinou rychlost) a graf naměřených hodnot v čase s rychlostí zápisu 1 vzorek za vteřinu. Samotný graf je možné vidět na šířku otočením mobilu pro lepší přehlednost a lze vidět různá historická data za různé časové úseky.



Obr. 9.1: Výsledek měření v aplikaci Blynk.

V následujících dvou kapitolách bude probána stěžejní problematika pro zjištění vhodného převodního koeficientu pro správný převod napěťových hodnot na hodnoty koncentrace CO_2 .

9.2 Kalibrace

Pro správnou kalibraci je využito teoretických informací z kapitoly 3.1, kde se hovoří o Lambert-Beerově zákoně a kapitoly 5.2, kde je popsán vliv optické cesty, který je dán konstantou kl . Následující kalibrační postup je nezbytný k určení konstanty kl pomocí Lambert-Beerovy rovnice, pokud $b = kl$, pak:

$$FA = 1 - \left(\frac{I}{I_0}\right), \quad (13)$$

$$FA = 1 - e^{-bx}. \quad (14)$$

Využijeme plynu s nízkou koncentrací CO_2 nebo čistého dusíku, který obsahuje 0 % CO_2 . Získáme hodnotu pro aktivní a referenční kanál a zapotřebí je znát také teplotu

použitého plynu. V druhé části se využije plynu o známé koncentraci CO₂. Obvykle se využívá plynu s nejvyšší koncentrací, kterou v budoucím měření zachytíme. V našem případě je potřeba využít plynu s koncentrací 8 % CO₂., neboť teoreticky nejvyšší hodnota vydechovaného CO₂ je z dostupné literatury uváděna zhruba 80000 ppm (získaná hodnota je přepočtena z mmHg) [35],[17],[20]. Opět získáme informaci výstupní hodnoty pro oba kanály. Následující dvě měření lze napsat do rovnice o dvou neznámých I_0 a b [31].

$$I_{LOW} = I_0 \cdot e^{-b(x_{LOW})}, \quad (15)$$

$$I_{CAL} = I_0 \cdot e^{-b(x_{CAL})}, \quad (16)$$

kde I_{LOW} naměřená hodnoty plynu s nízkou koncentrací a I_{CAL} se známou koncentrací.

Řešení dvou rovnic pro I_0 a b :

$$I_0 = ZERO = \frac{ACT_{LOW}}{REF_{LOW}} \cdot \left(\frac{ACT_{LOW}}{REF_{LOW}} \cdot \frac{REF_{CAL}}{ACT_{CAL}} \right)^{\frac{x_{LOW}}{x_{CAL} - x_{LOW}}}, \quad (17)$$

$$b = \left[\frac{\ln \left(\frac{ACT_{LOW}}{REF_{LOW}} \cdot \frac{REF_{CAL}}{ACT_{CAL}} \right)}{x_{CAL} - x_{LOW}} \right], \quad (18)$$

pak pro plyn o neznámé koncentraci x , kde ACT je hodnota aktivního kanálu neznámého plynu, REF je hodnot referenčního kanálu neznámého plynu a T je teplota neznámého plynu [31].

$$FA = 1 - \left(\frac{I}{I_0} \right) = 1 - \frac{ACT}{REF \cdot ZERO}, \quad (19)$$

$$x = \frac{T}{T_{LOW}} \left[\frac{\ln(1 - FA)}{-b} \right], \quad (20)$$

$$x = \frac{T}{T_{LOW}} \left[\frac{\ln \left(\frac{ACT}{REF \cdot ZERO} \right)}{-b} \right]. \quad (21)$$

Faktor T a T_{LOW} kompenzuje změnu koncentrace s teplotou v důsledku zákona o ideálním plynu. Lambert-Beerův zákon je však nezbytné upravit, tak aby bylo možné získat co možná nepřesnější výsledky. Je tedy nutné aplikovat faktory NDIR metody,

kteře v tomto zakoneř uvedeny nejsou. Prvnım faktorem je *SPAN* vyjadřujıcı, ře CO₂ molekuly neabsorbujı vřechna IR zařenı, kteřa dopadajı na aktivnı okěnko řidla. Hodnota *SPAN* je menřı neř 1 z dřvodů řıřky pasma optickėho filtru a jemnė struktury absorpčního spektra [31].

$$FA = SPAN(1 - e^{-bx^c}), \quad (22)$$

kde pısmeno *c* vyjadřuje dalřı rřznou optickou drahu s odliřnım rozptylem světla.

Hodnota konstant *b* a *SPAN* takė zavisı na rozsahu měřenė koncentrace, v nařem pıřıpadė je rozsah od 400 ppm koncentrace v okolnım prostředı do 80 000 ppm, nejvyřřı teoreticky dohledatelna hodnota pı rřdechu. Pıesnė hodnoty *b* a *c* pro konkrėtnı systėm jsou obvykle urřeny porovnnım hodnot *FA* a koncentrace *x*, vytvořenım kalibrační křıvky [31].

V pıřıpadė urřenı konstanty *b* a *c*, lze hodnotu *ZERO* a *SPAN* vypořıtat pomocı dvoubodovė kalibrační metody. Prvnım krokem je vyuřıtı nızkė koncentrace plynu, stejnė jako pı zıskavnı konstanty *kl* namėřıme hodnoty pro aktivnı a referenční kanal a teplotu pouřıtėho plynu. V druhė častı kalibrace opėt vyuřıtıme plynu o znamė koncentracı CO₂ a namėřıme aktivnı a referenční kanal. Nasledujıcı dvė měřenı lze napsat do rovnice o dvou neznamým *I₀* a *SPAN* [31].

$$1 - \frac{I_{LOW}}{I_0} = SPAN(1 - e^{-b(x_{LOW}^c)}), \quad (23)$$

$$1 - \frac{I_{CAL}}{I_0} = SPAN(1 - e^{-b(x_{CAL}^c)}), \quad (24)$$

Řeřenı dvou rovnic pro *ZERO* a *SPAN*:

$$I_0 = ZERO = \frac{ACT_{LOW}(e^{-b(x_{CAL}^c)} - 1)REF_{CAL} + ACT_{CAL}(1 - e^{-b(x_{LOW}^c)})REF_{LOW}}{(e^{-b(x_{CAL}^c)} - e^{-b(x_{LOW}^c)}) \cdot REF_{CAL} \cdot REF_{LOW}} \quad (25)$$

$$SPAN = \frac{ACT_{CAL} \cdot REF_{LOW} - ACT_{LOW} \cdot REF_{CAL}}{ACT_{LOW}(e^{-b(x_{CAL}^c)} - 1)REF_{CAL} + ACT_{CAL}(1 - e^{-b(x_{LOW}^c)})REF_{LOW}}, \quad (26)$$

pak pro plyn o neznamė koncentracı (*x*), zname hodnoty aktivnıho a referenčního kanalu s teplotou [31].

$$FA = SPAN(1 - e^{-bx^c}), \quad (27)$$

$$FA = 1 - \frac{ACT}{REF \cdot ZERO}, \quad (28)$$

$$x = \frac{T}{T_{LOW}} \left[\frac{\ln \left(1 - \frac{FA}{SPAN} \right)}{-b} \right]^{\frac{1}{c}}, \quad (29)$$

tato rovnice předpokládá, že $T_{LOW} = T_{CAL}$. Dalším ovlivňujícím faktorem jsou účinky okolní teploty. Detektor Hamamatsu snímá teplotu pohlceného záření, avšak je ovlivněn změnou okolní teploty, které mohou vést k zavádějícím výsledkům. Z tohoto důvodu má mnoho detektorů CO_2 zabudované termistory. Absorpce záření je vztažena k počtu cílových molekul v komoře, nikoli absolutnímu procentu cílového plynu. V průběhu kalibrací je nezbytné zaznamenávat údaje o teplotě jak ve stavu kalibrace, tak ve stavu měření [31].

$$x_T = \frac{T}{T_{LOW}} x, \quad (30)$$

kde x je koncentrace plynu bez teplotní kompenzace, T_{LOW} je teplota při nízké a vysoké koncentraci plynu, T je okolní teplota a x_T je koncentrace plynu při teplotě T [31].

9.3 Kalibrace v praxi

K přihlídnutí jednotlivým teoretickým postupům je tedy zapotřebí dvou vhodných vzorků. Jednoho o nízké koncentraci ideálně 0 % CO_2 pro tento účel je nejčastěji využíváno 100 % dusíku. Zásadní problém pro využití dusíku jsou náklady a samotná aplikace vzorku. Další variantou je kalibrace pomocí vyšších hodnot, tedy pomocí okolního prostředí. V takovém případě však neznáme přesnou hodnotu koncentrace. Je tedy využito dvou nezávislých měřících zařízení, pomocí kterých měříme jednotlivé koncentrace. V našem případě je využito dvou přenosných měřících přístrojů volně dostupných na našem trhu.

Tab. 9.1: Přehled vlastností zařízení.

Detektor CO_2	Voltcraft CM-100	Testo 535	Prototyp
Rozsah měření	0–4000 ppm	0–9999 ppm	0 – 80 000 ppm
Přesnost	±40 ppm	±50 ppm	±50 až 100 ppm
Rozlišení	1 ppm	1 ppm	1 ppm
Provozní teplota	0–50 °C	0–50 °C	0–100 °C
Napájení	6x1,5 V (AAA)	9 V	4x1,5 V (AA)
Rychlost odezvy	1 min (odhad)	30 s (odhad)	100 ms
Náklady	±10 000 Kč	±15 000 Kč	±4 000 Kč

Všechna měření probíhala ve stejných podmínkách. V opačném případě může dojít k nepřesnosti měření vlivem rozdílné teploty, vlhkosti nebo tlaku. Při zapnutí jednotlivých zařízení je nezbytné vyčkat, v našem případě pro všechny tři přístroje 30 sekund pro vhodné nahřátí a stabilizaci zařízení. Poté jsou naměřeny hodnoty pro různá prostředí s odlišnou koncentrací. V případě venkovního prostředí je naměřena nejnižší hodnota, následuje dobře větraná místnost. V uzavřené místnosti o velikosti zhruba 20 m² s přítomností 2 osob lze vidět narůstající množství koncentrace CO₂ v čase.

Tab. 9.2: Naměřené hodnoty koncentrace CO₂.

Detektor CO ₂	Voltcraft CM-100	Testo 535
Venkovní prostředí	411 ppm	496 ppm
Větraná místnost	550 ppm	521 ppm
Uzavřená místnost (30 min)	688 ppm	687 ppm
Uzavřená místnost (120 min)	870 ppm	944 ppm
Výdech na zařízení z 1 m	3214 ppm	3802 ppm
Výdech na zařízení z 10 cm	----	----



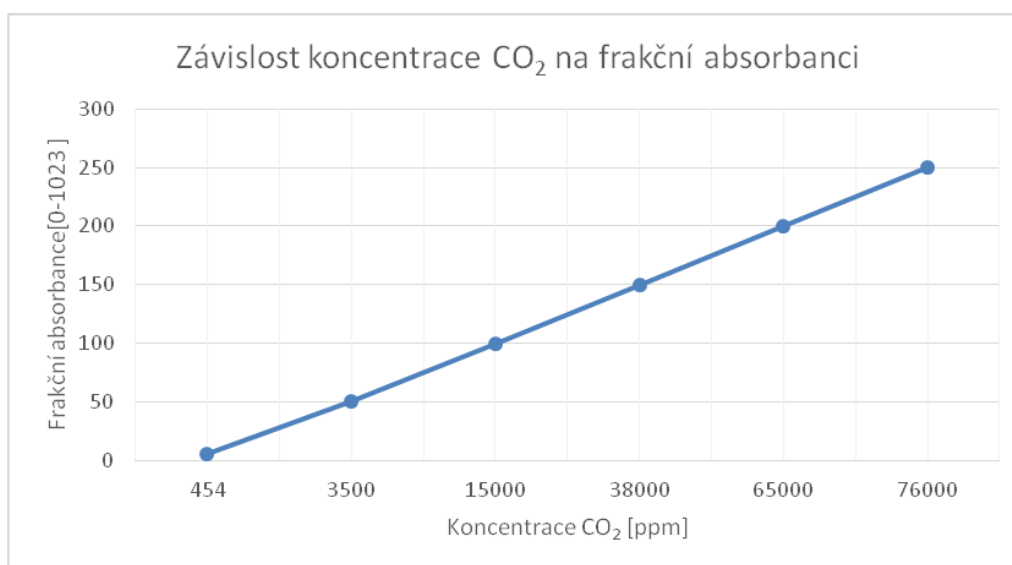
Obr. 9.2: Kalibrační zařízení.

Nejdůležitější částí je měření výdechu, které je však vzhledem k omezenému rozsahu měřících zařízení nemožné změřit, a tím se dostáváme k měření druhého neznámého vzorku, tedy má hodnotu zhruba 8 % CO₂, neboť teoreticky nejvyšší hodnota vydechovaného CO₂ je 80000 ppm. Pro tvorbu kalibrační křivky je využito průměru ze dvou dostupných zařízení Voltcraft, Testo (pro hodnota v oblasti 454 až 9000 ppm) a dostupné teorie pro vysoké koncentrace (v literatuře jsou uváděny hodnoty koncentrace v mmHg, ty jsou následně přepočteny na ppm) [35],[17],[20].

Tab. 9.3: Naměřené a teoretické hodnoty pro kalibraci.

	Průměr z Volcraft a Testo, [ppm]	Teoretická data, [ppm]	Prototyp – desetibitová soustava, [-]	Prototyp, [V]
Venkovní prostředí	454	380-500	5	0,02
Větraná místnost	536	450-600	8	0,04
Uzavřená místnost (30 min)	688	-	12	0,06
Uzavřená místnost (120 min)	907	-	15	0,07
Výdech na zařízení z 1 m	3500	-	50	0,24
Výdech na zařízení z 10 cm	9000	-	100	0,49
Normální výdech	-	±48000	150	0,73
Výdech zadržovaný 30 s	-	±65000	200	0,98
Výdech zadržovaný 60 s	-	±76000	250	1,22

Známe tedy hodnotu dvou vzorků (nejnižší a nejvyšší), které zaneseme do křivky. Na Obr. 9.3 jsou však zakresleny další získané hodnoty pro přehlednější výsledek.



Obr. 9.3: Závislost koncentrace CO₂ na frakční absorbanci.

Je patrné potvrzení teoretických předpokladů, že absorpce je přímo úměrná koncentraci CO₂. Vzhledem k velice nízké frakční absorbanci pro nízké koncentrace CO₂ způsobené krátkou optickou cestou, není vhodné zařízení využívat při měření koncentrace v rozsahu 0–1000 ppm. Zařízení bylo zkonstruováno pro měření vyšších

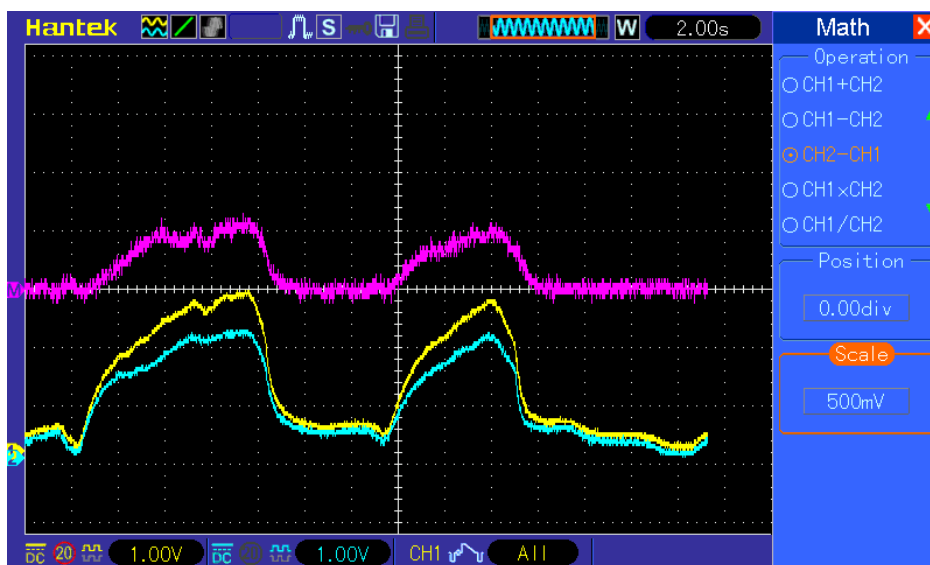
hodnot CO_2 , než je u většiny zařízení běžné. Pomocí webové stránky WolframAlpha [44] jsou zadány jednotlivé body s využitím lineární funkce: {5,454},{8,536},{12,688},{15,907},{50,3500},{100,15000},{150,38000},{200,65000},{250,76000}.

Výsledkem získáme koeficienty $A = 90,2$ a $B = 13,6571$, které slouží pro převod napěťového signálu na koncentraci pomocí vzorce $\text{sensorPPM} = A * \text{sensorDif} + B$; kde sensorPPM je výsledná koncentrace a sensorDif je absolutní rozdíl aktivního a referenčního signálu.

9.4 Přesnost měření

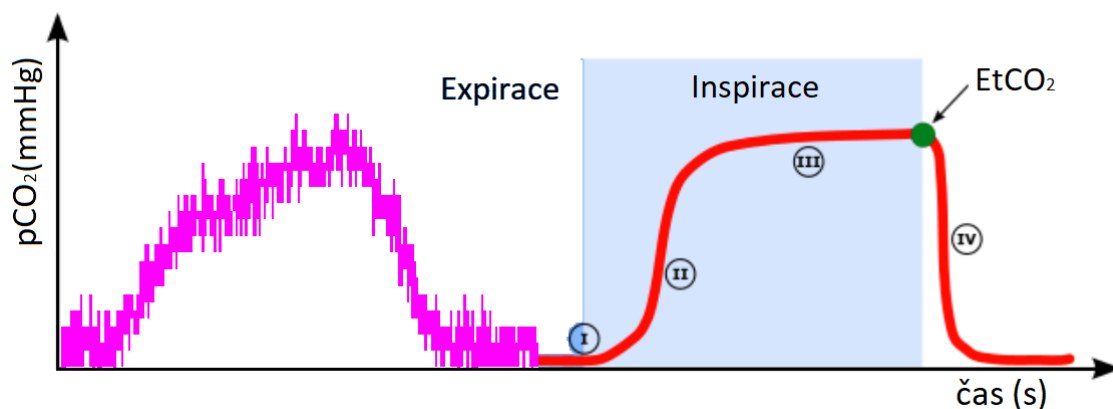
Určení přesnosti měření bylo prováděno na osciloskopu, nikoliv v aplikaci Blynk, vzhledem k vykreslování naměřených hodnot v intervalu jedné sekundy. Pro měření koncentrace okolního prostředí by tato frekvence byla dostačující, nikoliv pro měření dechu, kde je minimální frekvence určena na 5 vzorků za sekundu. Tato omezující vlastnost aplikace je zdůvodněna vývojáři z hlediska velikosti obrazovky, kde v případě zapisování 10 vzorků za sekundu by výsledný graf byl velice špatně čitelný, druhým problémem je princip Blynk aplikace, kde hodnota uložená v grafu je posílána do cloudu pro zpětné procházení naměřených dat a v případě rychlejšího zápisu by se zvýšily požadavky na kapacitu úložišť. Aktuálně je však tento problém vyvíjen.

Na Obr. 9.4 vidíme tři výstupy z osciloskopu Hantek DS05102P, kde žlutý představuje aktivní kanál a modrý představuje referenční kanál, jejich rozdílem získáme třetí fialovou křivku, která udává množství koncentrace CO_2 v napěťových hodnotách, které je potřeba převést. V pravé části obrazovky si lze povšimnout matematické funkce $\text{CH2} - \text{CH1}$, tedy je od sebe odečten referenční a aktivní kanál. Pro získání dostatečně velkého rozdílu $\text{CH2} - \text{CH1}$ bylo zapotřebí vhodné volby externího kondenzátoru C3(C4), odporů R6(R7) a R4(R5), které slouží pro zesílení více v kapitole 8.4, na výsledný signál 0 až 5 V pro správné čtení pomocí Arduina. Přesnost měření v našem případě není dokonalá z hlediska maximálních hodnot kolem 1,2V, z toho plyne při rozsahu měření 400 ppm až 76 000 ppm získané kalibrací. Rozlišení pro 1mV vyjadřuje zhruba 622 ppm, tedy 622000 ppm pro 1 V. To má negativní vliv na samotnou přesnost zařízení. Je to způsobeno velikostí napětí aktivního a referenčního signálu, které dosahují v maximech zhruba 4 V. V případě většího zesílení by docházelo k překročení čtecí prahové hodnoty Arduina a reálná hodnota nad 5 V by vyjadřovala pouze 5 V a nikoliv vyšší hodnoty. Docházelo by tedy ke ztrátě informace, která je nepřijatelná. Jako možná varianta vylepšení je zapojení diferenčního zesilovače, který by přímo zesiloval rozdíl aktivního a referenčního kanálu a až následně by se data odesílala na Arduino Nano. Díky tomu by se rozlišení mohlo zvýšit až čtyřnásobně.



Obr. 9.4: Naměřená data pro dva výdechy.

Jako porovnání s teoretickými předpoklady pro správnou dechovou křivku CO_2 je využito Obr. 6.8. a dechové křivky druhého výdechu z Obr. 9.4. Získaný výsledek vidíme na Obr. 9.5, kde je patrná značná shoda křivek, avšak musíme brát v potaz zašumění a znázornění pouze jedné dechové křivky nepřevedené z napěťových hodnot na koncentraci CO_2 (výrazně neovlivní prezentovanou křivku). Z těchto důvodů je srovnání pouze ilustrativní a nedává informativní hodnotu. Pro podrobnější rozbor jsou provedena příslušná testování v následující kapitole.



Obr. 9.5: Porovnání naměřené křivky s teoretickou.

9.5 Testování

Testování bylo provedeno na pěti různých uživatelích. Všichni účastníci seděli v klidu po dobu 5 minut a vyhnuli se jakékoliv fyzické aktivitě a následně normální dechovou frekvencí vydechovali do dechové trubice po dobu 2 minut.

Tab. 9.4: Přehled měřených osob.

Uživatel č.	Pohlaví	Hmotnost [kg]	Výška[cm]	Věk
1	muž	86	186	27
2	žena	62	160	24
3	muž	93	182	27
4	muž	88	188	26
5	žena	68	166	26

Analýza dat je prováděna přímo na sériovém monitoru vývojového prostředí Arduina, z hlediska omezujících vlastností uživatelské aplikace Blynk, která ukládá vzorky v sekundových intervalech. Rychlost odečtu dat je nastavena na 10 vzorků za vteřinu, to se ukázalo jako dostatečné pro nalezení hledané informace. Hledanou hodnotou je EtCO₂, neboli maximální koncentrace CO₂ více v kapitole 6.5, která nese jednu ze základních informací, které lze získat a zároveň není zapotřebí složitějšího zpracování a analýzy detekované křivky. Pro každý dech tedy získáme jednu konkrétní hodnotu, vzhledem k měření po dobu 2 minut získáme zhruba 35 hodnot, které jsou následně zprůměrovány a zapsány do Tab. 9.5. Je také popsán rozsah naměřených hodnot. Z lékařského pohledu je vhodnější prezentovat data v tlakových jednotkách mmHg nikoliv v jednotkách koncentrace ppm, proto jsou jednotlivé výsledky přepočteny, avšak z hlediska složitosti výpočtu parciálního tlaku, který je ovlivněn nejen koncentrací jednotlivých plynů v měřeném vzorku, ale také teplotou je pro převod zvoleno běžného parciálního tlaku pro idealizovaný vzduch 101,3 kPa a prezentované hodnoty v mmHg nelze považovat za přesné.

Tab. 9.5: Naměřené hodnoty EtCO₂.

Uživatel č.	Průměr EtCO ₂ [ppm]	Rozsah EtCO ₂ [ppm]	Průměr EtCO ₂ [mmHg]	Rozsah EtCO ₂ [mmHg]
1	54250	47855-63500	41,23	36,37 - 48,26
2	41684	37407-45552	31,68	28,43 - 34,62
3	61210	54907-63250	46,52	41,73 - 48,07
4	56934	51671-62013	43,27	39,27 - 47,13
5	47026	42671-54105	35,74	32,43 - 41,12

Průměrná koncentrace CO₂ ze všech naměřených EtCO₂ hodnot je 52220 ppm, pro normální dýchání. V porovnání s jinými publikacemi, kde se uvádí hodnoty v rozmezí

35000 až 80000 ppm, lze zhodnotit měření jako úspěšné. Zásadní problematikou je však samotná přesnost výsledků, která je ovlivněna celou řadou faktorů. Z hlediska testování bylo provedeno pouze měření hodnoty EtCO₂, které nese hlavní informaci v podobě koncentrace CO₂ a je také zásadním údajem měřeným v kapnometrii. Ostatní získané informace z dechu pacienta jako je respirační frekvence, doba exhalace nebo Hjortovy parametry nevyžadují měřič CO₂ a jsou nad rámec této práce. Naměřené hodnoty slouží na jednotkách intenzivní péče, k identifikaci bronchospasmu, sledování a diagnostice kardiopulmonálních onemocnění, jako je chronická obstrukční plicní choroba, astma, plicní embolie a mnohé další.

10 DISKUZE

Během realizace praktické části došlo k celé řadě změn oproti původním předpokladům, pro úspěšné zprovoznění CO₂ detektoru. Jako první problém byla samotná volba zdroje IR záření. Jako teoreticky vhodný zdroj se jevil Emirs 200, avšak jeho vyzařovací schopnost měla bodový charakter. Vzhledem k využití dvou okénkového detektoru bylo zapotřebí ozařovat obě okénka rovnoměrně po celé ploše. V takovém případě by bylo zapotřebí využití optické čočky, která by enormně navýšila náklady realizace, proto se vybrala polyimidová elektricky vodivá fólie. Tato fólie se ukázala jako dostatečný zdroj pro správné fungování, měla však své charakteristické vlastnosti jako ochlazování přenosem tepla v kontaktu s jiným materiálem, které mohly ovlivnit přesnost měření. Samotné zkonstruování následně proběhlo bez zásadnějších problémů a mohlo se přejít k samotnému měření. V této části bylo zapotřebí zařízení správně kalibrovat vůči dvěma vzorkům. Jeden vzorek o malé koncentraci (okolní vzduch), který byl naměřen komerčními zařízeními a druhý vzorek o vysoké koncentraci 8 % CO₂, který však nebylo možné získat z omezujících rozsahů komerčních přístrojů. V úvahu tedy byly brány teoretické zdroje pro běžné koncentrace v dechu. Následně spojením naměřených a teoretických hodnot byla vytvořena kalibrační křivka sloužící pro převod naměřeného signálu (napětí) na výsledný signál (koncentrace). Tento výsledný signál je následně posílán pomocí Bluetooth modulu do mobilní aplikace Blynk, která se v prvotní fázi jevila jako vhodná, avšak při snaze rychlejšího zapisování hodnot do prezentovaného grafu se narazilo na zásadní vývojářský problém. Vzhledem k ukládání všech naměřených dat na cloudového úložiště a rozlišení mobilního displeje je omezení pro zápis vzorků zvolen na jednu hodnotu za vteřinu. Jako vhodné je však rychlost zápisu alespoň deset hodnot za vteřinu. Po komunikaci s vývojářem aplikace jsem byl ubezpečen, že na této omezující vlastnosti pracují a v budoucí době bude aplikace optimalizována. Aktuálně jsou prezentované hodnoty na grafu víceméně informativní a nevykreslují kapnografickou křivku nesoucí využitelnou informační hodnotu, avšak pro běžné měření koncentrace prostředí například v přírodě jsou vhodné. Tato diplomová práce se však zabývá detekcí dechu a pro následné testování je využito mezičlánku tedy Arduino uživatelské aplikace, kde jsou hodnoty vypisovány na sériovém monitoru, další variantou analýz je pomocí osciloskopu, kde lze detekovat samotné napěťové hodnoty. Celá práce je více rozebrána z pohledu konstrukčního a bylo by vhodné se zaměřit na samotnou analýzu naměřených dat a jejich konkrétní využití v medicíně. Z hlediska nepříliš dobrého rozlišení naměřených hodnot je provedena pouze základní analýza zabývající se měřením maximálních hodnot v křivce EtCO₂, avšak pro podrobnější analýzu je vhodnější využít komerčních přístrojů, které jsou vyrobeny z dokonalejších materiálů a obsahují například delší optickou cestu ze soustavy zrcadel nebo vhodnější zdroje záření s optickou čočkou, které neomezují provozní vlastnosti přístroje.

11 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývá návrhem a realizací optického analyzátoru koncentrace CO₂ v dechu. Úvodní teoretická část práce seznamuje se základním rozbohem sloučeniny CO₂, jak vzniká v organismu a proč je jeho znalost tak důležitá. Pak následuje popis principů optických metod pro měření CO₂ s volbou a zaměřením na IR spektroskopii. V kapitole spektroskopie je podrobně vysvětlen princip a následný konstrukční popis, rozdělený na tři hlavní části (zdroj IR záření, optická cesta, detektor IR záření). V každé z těchto oblastí byl proveden teoretický rozbor s přehledem základních prvků a popisem principu využití s následným shrnutím výhod i nevýhod včetně konečné volby pro realizaci. Je také popsán teoretický princip komunikace mezi jednotlivými prvky zařízení především mezi platformou Arduino Nano a Bluetooth modulem. V závěru teoretické části jsou uvedena komerční zařízení využívající se v jednotlivých oborech, včetně využití naměřených hodnot v lékařství.

Praktická část začíná obecným návrhem řešení s jednotlivými popsány bloky pro snadné pochopení principu fungování s následným návrhem obvodu s konkrétními součástkami podrobně popsány z hlediska funkčního využití a konstrukční problematiky. Opět jsou rozděleny na tři hlavní části zdroj: IR záření, kyveta popisující optickou cestu a detektor IR záření. Dále je popsán vhodný napájecí zdroj pro napájení jednotlivých prvků. Zařízení je následně testováno jako celek a zkonstruováno do přenosné podoby. Po softwarové stránce je vytvořen kód v Arduino IDE, který je optimalizován a přehrán na desku Arduina, následně je řešena komunikace mezi jednotlivými částmi především výměna dat mezi Bluetooth modulem a mobilní telefonem. V rámci diplomové práce byla rovněž sestavena aplikace ve vývojovém prostředí Blynk, pro prezentaci naměřených dat v čase a pro případnou zpětnou analýzu. Úspěšné zprovoznění bylo podmíněno kalibrací za využití dostupných měřících přístrojů a literatury, pro tvorbu kalibračního koeficientu pro správný převod naměřených napěťových hodnot na hodnotu koncentrace CO₂ v jednotkách ppm. Po úspěšné kalibraci bylo zařízení otestováno v praxi na pěti různých uživatelích a byla provedena diskuze nad získanými hodnotami.

V rámci řešení diplomové práce byly úspěšně splněny všechny body zadání kromě bodu 5, kde místo vývojového prostředí Mit app invertor 2 bylo využito prostředí Blynk z důvodu lepších uživatelských vlastností. Zařízení je plně funkční a možné použít za využití přiloženého dokumentu *Postup měření*.

LITERATURA

- [1] Alphasense NDIR. [online]. [cit. 2017-11-24] Dostupné z: <http://www.alphasense.com/index.php/products/ndir-air/>
- [2] Android Application for Robot Control Using HC-05 and Arduino. [online]. [cit. 2018-12-16] Dostupné z: <https://www.instructables.com/id/Android-Application-for-Robot-Control-Using-HC-05-a/>
- [3] Aplikace počítačového vidění. [online]. [cit. 2017-10-22] Dostupné z: http://www.uamt.feec.vutbr.cz/~richter/vyuka/1112_MAPV/fyzika_prez.html.cs
- [4] Arduino Nano [online]. [cit. 2017-12-10] Dostupné z: <https://store.arduino.cc/arduino-nano>
- [5] Arduino Nano V3 [online]. [cit. 2017-12-14] Dostupné z: <https://core-electronics.com.au/nano-v3-0-board.html>
- [6] Arduino Nano basics [online]. [cit. 2017-12-7] Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Guide/ArduinoNano#toc3>
- [7] Arduino Software (IDE) [online]. [cit. 2018-12-17] Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/guide/environment>
- [8] ARTHURS, G.; SUDHAKAR, M.; *Carbon dioxide transport* [online]. [cit. 2017-09-24]. Dostupné z: <https://academic.oup.com/bjaed/article/5/6/207/331369>
- [9] ATKINS, P., Julio de PAULA.; *Physical chemistry*. Oxford University Press, 2006. ISBN 0-7167-8759-8.
- [10] Axetris infrared sources [cit. 2017-12-18] Dostupné z: <https://www.axetris.com/en/irs/products/emirs200>
- [11] CHANG K.; *Encyclopedia of RF and Microwave Engineering*, 2005 ISBN 0-471-27053-9
- [12] Choosing and Using Pyroelectric Detectors. [online]. [cit. 2017-10-26]. Dostupné z: http://www.eltecinstruments.com/PDF/Dn/ELTECdata_101.pdf
- [13] DIFFEI, L.; *Radiation Measurement in photobiology*. Academic press.1989, ISBN:0-12-215840
- [14] Drager PIR 7200 [online]. [cit. 2018-12-10] Dostupné z: https://www.draeger.com/cs_cz/Applications/Products/Stationary-Gas-Detection-Systems/Detection-of-Toxic-Gases-and-Oxygen/PIR-7200
- [15] Filters and windows for pyro detectors. [online]. [cit. 2017-11-14] Dostupné z: https://www.lasercomponents.com/de/?embedded=1&file=fileadmin/user_upload/home/Datasheets/lc-pyros/filters-windows-pyros.pdf&no_cache=1
- [16] Gas analysis. [online]. [cit. 2017-11-12] Dostupné z: http://www.licor.com/env/products/gas_analysis/LI-820/features.html
- [17] GERARD, J.; Nicholas P.; *Principles of anatomy and physiology*. Harper & Row, Publishers. 1987, ISBN: 978-0-06-350729-6.
- [18] GRAVENSTEIN, J.; MICHAEL, B.; *Capnography*. Cambridge University Press. 2011, ISBN: 978-0-521-514781

- [19] HALL, J.; *Textbook of Medical Physiology 13th edition*. Philadelphia: John F. Kennedy Blvd. 2016, ISBN: 978-1-4557-7002-2
- [20] HALL, J.; *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. Saunders/Elsevier. 2011, ISBN: 978-1-4160-4574-8.
- [21] HM-10 Bluetooth 4 BLE Modules. [online]. [cit. 2018-12-18] Dostupné z: <http://www.martyncurrey.com/hm-10-bluetooth-4ble-modules/>
- [22] HODGKINSON, J., RICHARD, S., Wah On HO, J. R. SAFFELL a Ralph P. TATAMA.; Non-dispersive infra-red (NDIR) measurement of carbon dioxide at 4.2 μ m in a compact and optically efficient sensor. *Sensors and Actuators B: chemical* [online]. [cit. 2017-10-4] Dostupné z: [https://dspace.lib.cranfield.ac.uk/bitstream/1826/8119/1/Non-dispersive_infra-red %28NDIR%29 measurement-2013.pdf](https://dspace.lib.cranfield.ac.uk/bitstream/1826/8119/1/Non-dispersive_infra-red_%28NDIR%29_measurement-2013.pdf)
- [23] How Blynk Works. [online]. [cit. 2018-12-16] Dostupné z: <http://docs.blynk.cc/>
- [24] HUSÁK, M.; *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. 1. vyd. Praha: Academia, 2008. ISBN 80-200-1478-8.
- [25] JESSEL, W.; *Gase-Dämpfe-Gasmesstechnik*. Lübeck: Dräger Safety AG & Co. KGaA, 2001, ISBN 3-9808076-0-6
- [26] Kapnometr EMMA s alarmem [online]. [cit. 2018-12-10] Dostupné z: <https://www.rescue-store.cz/kapnometry/kapnometr-emma-s-alarmem--mmhg/>
- [27] KODALI, B.; *Educational website of capnography*. [online]. [cit. 2018-11-7]. Dostupné z: <https://www.capnography.com/>
- [28] MASSIMO, B.; SHILOH, M.; *Getting started with Arduino*. Sebastopol, CA. 2014. ISBN 9781449363314.
- [29] MLT-BT05 4.0 Bluetooth module. [online]. [cit. 2018-12-16] Dostupné z: <http://denethor.wlu.ca/arduino/MLT-BT05-AT-commands-TRANSLATED.pdf>
- [30] MOROZHENKO, V.; *Infrared radiation* [online]. [cit. 2017-10-16]. Dostupné z: http://www.issp.ac.ru/ebooks/books/open/Infrared_Radiation.pdf
- [31] NDIR Thermopile-Based Gas Sensing Circuit [online]. [cit. 2018-11-26] Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/reference-design-documentation/reference-designs/CN0338.pdf>
- [32] Optické detektory záření. Fakulta Biomedicínského inženýrství ČVUT. [online]. [cit. 2017-10-26]. Dostupné z <https://www.fbmi.cvut.cz/files/predmety>
- [33] Optoelektronika. [online]. [cit. 2017-10-22] Dostupné z: http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna_eltech/ea/optoelektronika.pdf
- [34] Pinout for Arduino Nano [online]. [cit. 2017-12-14] Dostupné z: <http://forum.arcadecontrols.com/index.php?topic=152687.0>
- [35] POPOCK, G.; RICHARDS, D.; *Human physiology: the basis of medicine*. Oxford University Press. 2006, ISBN: 978-0-19-856878-0
- [36] PRADEEKA, S.; *Hands of things with Blynk*. 2018. ISBN: 978-1-78899-506-1.
- [37] Pyreos sensing solutions. [online]. [cit. 2017-11-17] Dostupné z: <http://www.pyreos.com/sensors/packaged-sensors>

- [38] SmartGas mikrosensorik. [online]. [cit. 2017-12-3] Dostupné z:
<https://www.smartgas.eu/en/products/analysis-sensors.html>
- [39] Step-UP měnič 2A nastavitelný SX1308[online]. [cit. 2018-12-16] Dostupné z:
<https://arduino-shop.cz/docs/produkty/0/695/1458853583.pdf>
- [40] The Editors of Encyclopædia Britannica. *Carbon dioxide* [online]. [cit. 2017-09-26]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/carbon-dioxide>
- [41] Thermopile detector [online]. [cit. 2017-11-17] Dostupné z:
https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/t11722-01_kird1120e.pdf
- [42] How to measure carbon dioxide. [online]. [cit. 2017-09-28] Dostupné z:
<https://www.vaisala.com/sites/default/files/documents/CEN-TIA-Parameter-How-to-measure-CO2-Application-note-B211228EN-A.pdf>
- [43] What is an arduino. [online]. [cit. 2017-12-7] Dostupné z:
<https://learn.sparkfun.com/tutorials/what-is-an-arduino>
- [44] Wolfram Alpha. [online]. [cit. 2019-14-3] Dostupné z:
<https://www.wolframalpha.com/>
- [45] Zdroje optického žáření. [online]. [cit. 2017-10-6] Dostupné z:
http://fu.mff.cuni.cz/biomolecules/media/files/courses/Zdroje_BCM113.pdf

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

P	[Pa,mmHg]	Tlak
CO ₂	[ppm,mmHg]	Oxid uhličitý
IR	-	Infračervené
H ₂ CO ₃	-	Kyselina uhličitá
HCO ₃ ⁻	-	Hydrogenuhličitan
CO ₃ ²⁻	-	Uhličitánový iont
NDIR	-	Nedisperzní infračervený snímač
Al ₂ O ₃	-	Oxid hlinitý
CaF ₂	-	Flourid vápenatý
E	[V]	Termoelektrické napětí
H	[W/m ²]	Intenzita vyzařování
T	[°C]	Teplota
c	[km/h]	Rychlost světla
k	[J/K ⁻¹]	Boltzmannova konstanta
FA	-	Frakční absorbance
kl	-	Frakční konstanta
EtCO ₂	[ppm,mmHg]	Koncový příliv CO ₂
p _a CO ₂	[ppm,mmHg]	Parciální tlak CO ₂ v arteriální krvi
N _a	[mol ⁻¹]	Avogradova konstanta
P _{co2}	[mmHg]	Parciální tlak CO ₂
f _o	[Hz]	Mezní frekvence
GAIN	-	Zesílení
I _{LOW}	[ppm]	Plyn s nízkou koncentrací CO ₂
I _{CAL}	[ppm]	Plyn se známou koncentrací CO ₂
ACT	[mV]	Hodnota aktivního kanálu
REF	[mV]	Hodnota referenčního kanálu
SPAN	-	Kalibrační faktor

SEZNAM PŘÍLOH NA CD

Příloha 1	Schéma obvodu (.PNG)
Příloha 2	Schéma obvodu (.SCH)
Příloha 3	Arduino – Zdrojový kód (.INO)
Příloha 4	Knihovna Blynk
Příloha 5	Realizované zařízení – Vnitřní pohled (.JPG)
Příloha 6	Realizované zařízení – Vnější pohled (.JPG)
Příloha 7	Postup měření (.PDF)
Příloha 8	Hlavní dokument (.PDF)