

Bakalářská práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická
Katedra mikroelektroniky

Analyzátor plicních zvuků pro diagnostiku astmatu

Antonín Zeman

Vedoucí práce: Ing. Vladimír Janíček, Ph.D.
Studijní program: Elektronika a komunikace
Obor: Lékařská elektronika
Květen 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zeman** Jméno: **Antonín** Osobní číslo: **474261**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra mikroelektroniky**
Studijní program: **Elektronika a komunikace**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Analyzátor plicních zvuků pro diagnostiku astmatu

Název bakalářské práce anglicky:

Pulmonary Sound Analyzer to Diagnose Asthma

Pokyny pro vypracování:

- 1) Prostudujte principy detekce rizika astmatu u pacientů.
- 2) Prostudujte typy akustických senzorů vhodných pro detekci VF zvukových šelestů.
- 3) Navrhněte koncept zařízení využívajícího principu detekce VF složek v signálu získaného z plicního vyšetření, které bude schopno diagnostikovat riziko vzniku astmatu.
- 4) Navrhněte principiální schéma a definujte provozní parametry. Tento koncept realizujte ve formě prototypu. Zvolte vhodnou platformu.
- 5) Ověřte funkci zařízení a porovnejte dosažené parametry s jinými detekčními metodami využívanými v praxi.

Seznam doporučené literatury:

- 1) TEŘL, Milan. Doporučený postup diagnostiky a léčby bronchiálního astmatu. Semily: Geum, 2015. ISBN 9788087969083.
- 2) GIANNAKOPOULOS, Theodoros a Aggelos PIKRAKIS. Introduction to audio analysis: a MATLAB approach. Kidlington, Oxford: Academic Press is an imprint of Elsevier, 2014. ISBN 9780080993881.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Vladimír Janíček, Ph.D., katedra mikroelektroniky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **13.02.2020**

Termín odevzdání bakalářské práce: **22.05.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2021**

Ing. Vladimír Janíček, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

prof. Ing. Pavel Hazdra, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Poděkování

Hlavní poděkování patří Ing. Vladimíru Janíčkovi, Ph.D. za rady a podporu kterou mi poskytl v průběhu tvorby této bakalářské práce.

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.“

V Praze, 12. května 2020

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá vývojem analyzátoru, pomocí kterého bude možné diagnostikovat astma. Princip použité analýzy spočívá v detekci specifických šelestů ve zvukovém projevu plic. Na začátku práce jsou popsány metody pro diagnostiku astmatu, které jsou používány v praxi v České republice. Poslední částí teoretického úvodu je přehled akustických senzorů vhodných pro detekci zmíněných šelestů. Jako nejvhodnější typ akustického senzoru pro tuto aplikaci byl zvolen kondenzátorový mikrofon. Při měření bylo sledováno frekvenční pásmo v rozsahu 100-3200 Hz. Výsledek analýzy je zobrazován v podobě spektrogramu. Funkčnost navrženého konceptu zařízení byla ověřena detekcí šelestů u pacienta trpícího astmatem.

Klíčová slova: astma, spektrální analýza, spektrogram, plicní zvuky, šelesty

Vedoucí práce: Ing. Vladimír Janíček, Ph.D.

Abstract

This bachelor thesis deals with development of an analyzer which can be used to diagnose asthma. The principle of the used analysis consists of detection of specific wheezes in lung sounds. The thesis begins with description of methods that are used to diagnose asthma in the Czech Republic. Last part of the theoretical introduction is an overview of acoustic sensors suitable for this application. A condenser microphone was chosen as the most suitable type. Frequency band in the range of 100 – 3200 Hz was monitored. The result of the analysis is displayed in the form of a spectrogram. The functionality of the proposed analyzer was verified by detecting wheezes in a patient suffering from asthma.

Keywords: asthma, spectral analysis, spectrogram, pulmonary sounds, murmurs

Title translation: Pulmonary sound analyzer for asthma diagnosis

Obsah

1 Úvod	1	B Celkové náklady na výrobu prototypu	45
2 Diagnostika astmatu	3	C Elektronické přílohy na CD	47
2.1 Spirometrie	3		
2.2 Měření frakční koncentrace oxidu dusnatého ve vydechovaném vzduchu (FeNO)	5		
2.3 Vyšetření poslechem dýchacích cest	6		
2.4 Digitální analýza plicních zvuků	6		
3 Akustické senzory	9		
3.1 Kondenzátorové mikrofony	9		
3.2 Elektretové mikrofony	10		
3.3 Piezo-elektrické mikrofony	10		
3.4 MEMS mikrofony	11		
4 Návrh analyzátoru	13		
4.1 Hardware	14		
4.1.1 Akustický coupler	14		
4.1.2 Výběr akustického senzoru	15		
4.1.3 Zapojení mikrofonu	16		
4.1.4 Předzesilovač	17		
4.1.5 Analogově digitální převodník	18		
4.1.6 Simulace analogové části	20		
4.1.7 Mikrokontrolér	21		
4.1.8 Napájení	22		
4.2 Software	24		
4.2.1 Vzorkování signálu	24		
4.2.2 Přenos dat	26		
4.2.3 Ukládání dat	26		
4.2.4 Analýza	27		
4.2.5 Uživatelské rozhraní	30		
5 Realizace	31		
5.1 DPS	31		
5.2 Konstrukce	32		
5.3 Software	33		
5.3.1 ESP-32	33		
5.3.2 PC	33		
5.4 Problémy při realizaci	33		
6 Ověření funkce analyzátoru	35		
7 Závěr	37		
Literatura	39		
A Použité přístroje a software	43		
A.1 Přístroje	43		
A.2 Software	43		

Obrázky

2.1 Fleischmanův pneumotachometr [29]	4	4.20 Časový a spektrální tvar hannova okna [35]	28
2.2 Projevy astmatické reakce [34] ...	6	4.21 Výstupní spektrogram prototypu analyzátoru	29
2.3 Sledované parametry výkonového spektra [33]	7	4.22 Uživatelské rozhraní analyzátoru	30
3.1 Princip funkce kondenzátorového mikrofonu [15]	10	5.1 Pohled na svrchní vrstvu DPS ..	31
3.2 Konstrukce piezoelektrického mikrofonu [30]	11	5.2 Pohled spodní vrstvu DPS	32
3.3 Konstrukce MEMS mikrofonu [31]	11	5.3 Podélný řez konstrukcí analyzátoru	32
4.1 Prncipiální blokové schéma analyzátoru	13	5.4 Výsledná konstrukce analyzátoru	33
4.2 Prncipiální blokové schéma hardwarové části	14	6.1 Porovnání výsledků analýzy	35
4.3 Vzduchová komora (air-coupler) [32]	14		
4.4 Frenkvenční odezva mikrofonu CMC-4015-25T [19]	16		
4.5 Schéma zapojení mikrofonu	16		
4.6 Schéma mikrofonního předzesilovače	17		
4.7 Zapojení analog-digitálního převodníku MCP33131-05	18		
4.8 Frekvenční charakteristika analogové části	20		
4.9 Frekvenční odezva zpětnovazební smyčky zesilovače	20		
4.10 Funkční schéma mikrokontroléru ESP-32 [37]	21		
4.11 Topologie napájení	22		
4.12 Zapojení BQ25886	23		
4.13 Zapojení lineárního regulátoru TPS7095	23		
4.14 PSRR lineárního regulátoru TPS70950 a TPS70918 [36]	24		
4.15 Zapojení spínaného regulátoru TPS62172	24		
4.16 Blokový diagram navrženého softwaru	24		
4.17 Ovládání MCP33131-05 pomocí sběrnice SPI [20]	25		
4.18 Blokový diagram operací při odesílání	26		
4.19 Blokový diagram prováděné analýzy	27		

Tabulky

4.1 Důležité parametry mikrofonu CMC-4015-25T	15
B.1 Celkové náklady na výrobu prototypu	46

Seznam zkratek

CD	compact disc
CMOS	complementary metal oxide semiconductor
CNVST	conversion start
CSS	cascading style sheets
CSV	comma separated values
DFT	discrete Fourier transform
DPS	deska plošných spojů
FEV1	forced expiratory volume in the first second
FFT	fast Fourier transform
FVC	forced vital capacity
FeNO	fractional exhaled nitric oxide
GUI	graphical user interface
IDE	integrated development environment
IPv4	internet protocol version 4
Li-Pol	lithium-polymerový
MEF25	maximal expiratory flow at 25% of forced vital capacity
MEF50	maximal expiratory flow at 50% of forced vital capacity
MEMS	micro-electro-mechanical systems
MSB	most significant bit
NO	oxid dusnatý
PC	personal computer
PEF	peak expiratory flow
PSRR	power supply rejection ratio
QFN	quad flat no leads
SNR	signal to noise ratio
SPI	serial peripheral interface
SPL	sound pressure level
SoC	system on a chip
TCP	transmission control protocol
UART	universal asynchronous receiver-transmitter
USB	universal serial bus

Kapitola 1

Úvod

Asthma bronchiale je civilizační chronické onemocnění, které celosvětově postihuje až 300 milionů osob. V evropské unii se odhaduje počet pacientů trpících astmatem na 70 milionů (14% populace) a v České republice je odhadován počet na 800 tisíc případů (8% populace). Můžeme tedy říci, že astma je velmi významné onemocnění s vážnými dopady nejen na každodenní život pacientů, ale také s velkými ekonomickými a politickými dopady na celou společnost. [2] Nejdůležitější vyšetření používané při diagnostice astma je spirometrie. Bohužel toto vyšetření vyžaduje vysokou míru kooperace pacienta a je problematické zejména u malých dětí. Nové a méně pro pacienty náročné metody pro diagnostiku astmatu by umožnily lepší kontrolu nad touto civilizační chorobou.

V mé práci se zabývám detekčními metodami pomocí kterých, se stanovuje diagnóza astmatu v České republice. Popisuji zde principiální funkci těch hlavních a také jejich výsledky. Metodou, na jejímž principu stojí zbytek této práce, je analýza zvuků vznikajících v plicích při dýchání. Tato diagnostická metoda je v praxi prováděna přímým poslechem pomocí fonendoskopu. Výsledky měření jsou omezeny nedokonalostmi lidského sluchu a také sluchovou schopností lékaře, který takové vyšetření provádí. Cílem této bakalářské práce je vyvinutí takového analyzátoru, který by nepodléhal nedostatkům lidského sluchu a nabídl alternativu k vyšetření fonendoskopem. Ve zbytku teoretické části se věnuji typům akustických senzorů, pomocí kterých je možné detekovat specifické zvukové šelesty [1], jenž jsou jedním z hlavních projevů astmatu. [1]

V praktické části práce provádím návrh samotného analyzátoru plicních zvuků. Věnuji se zejména hardwarovému provedení a způsobu analýzy. V následující kapitole navržený koncept realizuji ve formě prototypu a ověřuji jeho funkčnost. Porovnání s jinými detekčními metodami bylo okolnostmi probíhající pandemie nemoci Covid-19 bohužel značně omezeno.

¹Také označované jako pískoty či vrzoty.

Kapitola 2

Diagnostika astmatu

Včasná diagnóza astmatu je při jeho léčbě zásadní. Základním a prvním krokem v sestavování diagnózy je anamnéza. Cílená anamnéza dokáže ve většině případů stanovit pouze podezření na přítomnost astmatu. Následná fyzická vyšetření a funkční vyšetření plic by měla toto podezření potvrdit či vyvrátit. Funkční vyšetření se zaměřují na parametry plic jako: objem a průtok při nádechu a výdechu, zatímco fyzická vyšetření jsou postavena na principu detekce nepřímých příznaků, které doprovází astma. [4] Charakteristické symptomy jsou například:

- Přítomnost šelestů (pískoty, vrzoty...) při dýchání.
- Omezení průtoku vzduchu při dýchání a z toho vyplývající dušnost.
- Bolest v oblasti hrudi.
- Potíže se spánkem v důsledku častého kašlání a těžkého dýchání.

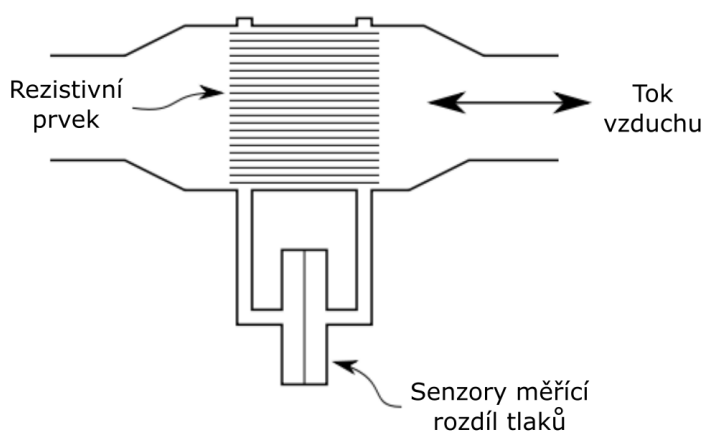
Bohužel výskyt a intenzita těchto symptomů se může v čase měnit a mohou být spuštěny přítomností alergenů, fyzickou námahou, změnou počasí nebo vystavením virové infekci. Z tohoto pohledu je vyšetření plicní funkce pro stanovení diagnózy ve většině případů vhodnější. [2]

V následujících podkapitolách je uveden stručný úvod do základních typů vyšetření a přístrojů které se používají v praxi při stanovování diagnózy astmatu. Nejedná se o detailní či kompletní přehled, cílem je pouze uvedení čtenáře do problematiky, jenž je úzce spojena s praktickou částí této bakalářské práce.

2.1 Spirometrie

Spirometrie je základní vyšetření plicní funkce. Její výsledek je pro stanovení diagnózy při podezření na přítomnost astma nezanedbatelný. Funguje na principu měření průtoku vzduchu při nádechu a výdechu, které provádí pacient podle pokynů lékaře. Z průtoku se dále vypočítává celkový objem protékajícího vzduchu. Z naměřeného průtoku a objemu jsou získány výsledky spirometrického vyšetření. Mezi ty nejdůležitější, které se používají ke stanovení diagnózy, patří například [6]:

- Usilovně vydechnutý objem vzduchu za první sekundu výdechu (FEV1).
- Usilovně vydechnutou vitální kapacitu (FVC).
- Poměr FEV1/FVC v procentech.
- Vrcholový průtok při prováděném výdechu (PEF). Tento parametr indikuje obstrukci ve „velkých“ dýchacích cestách.
- Dále jsou to průtoky na různých úrovních FVC (MEF50 a MEF25), které jsou indikátory obstrukce v „úzkých“ dýchacích cestách.



Obrázek 2.1: Fleischmanův pneumotachometr [29]

V praxi se téměř výlučně využívají spirometry, které fungují na principu Fleischmanova pneumotachometru. Konstrukčně je tento typ spirometru velmi jednoduchý, viz obrázek 2.1. Konstrukci tvoří trubice, přes kterou pacient dýchá. V prostředku trubice se nachází rezistivní prvek, který omezuje průtok vydechaného vzduchu. Pro stanovení průtoku se využívá dvojice tlakových sensorů, které jsou umístěny ve stejné vzdálenosti před a za rezistivním prvkem. Pokud je rezistivní prvek realizovaný kapilárními trubičkami, bude tok vzduchu laminární a pro výpočet průtoku platí jednoduchý lineární vztah

$$\Delta p = R_l \frac{dV}{dt}, \quad (2.1)$$

kde Δp označuje rozdíl v naměřených tlacích, R_l lineární koeficient vloženého rezistivního členu a derivace objemu $\frac{dV}{dt}$ průtok vzduchu. Rezistivní člen je však většinou realizován pomocí kovové mřížky s čtvercovými otvory. Laminární tok se v okolí mřížky změní na turbulentní a lineární vztah pro výpočet průtoku vydechaného vzduchu přejde na kvadratickou závislost

$$\Delta p = R_t \left(\frac{dV}{dt} \right)^2. \quad (2.2)$$

Výpočet koeficientu rezistivního členu R_l se také mění na verzi pro turbulentní tok R_t , ale způsob výpočtu koeficientů není z hlediska principiální funkce spirometru důležitý, a proto zde není uveden. Způsob výpočtů koeficientů a detailnější popis celého zařízení je uveden v [7].

Největším rizikem pro přesnost měření je vznik kondenzace na rezistivní mřížce. Přítomnost kapiček mění rezistivní koeficient R_t a vzniká systematická chyba měření. Většina komerčních produktů se snaží tento problém potlačit vyhříváním kovové mřížky na stejnou teplotu jakou má vydechovaný vzduch. Teplota lidského těla ovšem vykazuje relativně vysokou variabilitu a z tohoto důvodu není prakticky možné vždy dosáhnout stejné teploty mřížky a protékajícího vzduchu. Ke zmíněné kondenzaci tedy vždy v omezené míře dochází. Jako důsledek kondenzace vzniká na rezistivních mřížkách také koroze a mřížky je nutné pravidelně měnit.

2.2 Měření frakční koncentrace oxidu dusnatého ve vydechovaném vzduchu (FeNO)

Toto vyšetření se standardně nevyužívá pro prvotní stanovení diagnózy astmatu, ale pro vyhodnocení reakce pacienta na protizánětlivou léčbu. Míra koncentrace oxidu dusnatého v dechu je spojena s přítomností eozinofilního zánětu v dýchacích cestách. [2]

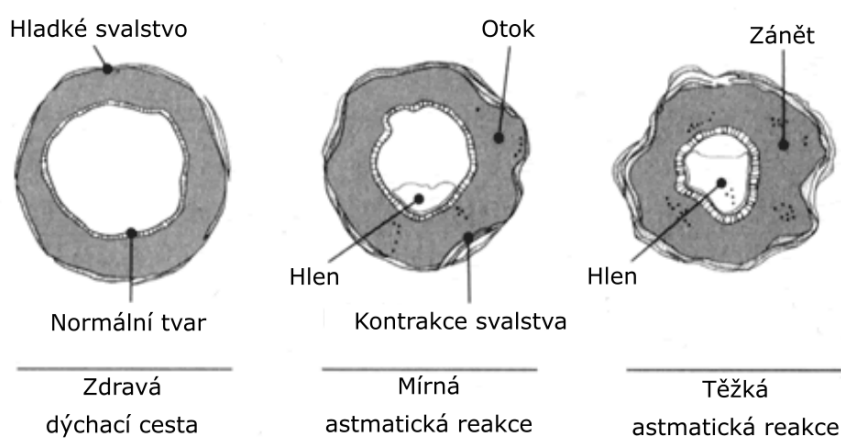
Existuje několik metod pro detekci oxidu dusnatého (NO) v dechu: chemiluminescence, detekce pomocí laserové technologie a komerčně využívaná detekce pomocí elektrochemického polovodičového senzoru. Přístroje fungující na principu elektrochemického polovodičového senzoru jsou v praxi nejpoužívanější, protože cena jednoho vyšetření je výrazně nižší než u ostatních metod. Z tohoto důvodu je zde stručně popsán pouze tento přístup k vyšetření FeNO.

Jedná se o zcela neinvazivní vyšetření, kdy pacient vydechuje vzduch do trubice přístroje. Vzduch v trubici proudí přes povrch elektrochemického senzoru, kde se koncentrace NO převede na elektrický signál. Dechový manévry není tak náročný jako u spirometrického měření, ale vysoká míra kooperace pacienta je stále nutná. [8] Výsledkem měření je pouze jedna hodnota koncentrace NO v jednotkách ppb (parts per bilion). Velmi zjednodušeně se dá říci že hodnoty do 25 ppb jsou považovány za normální a hodnoty nad 50 ppb jsou průkazem přítomnosti eozinofilního zánětu. Hodnoty mezi těmito hranicemi se interpretují jako určité podezření na zánět. [3]

Měření koncentrace oxidu dusnatého obsaženého v dechu není vždy průkazné a je nutné zohlednit aktuální stav pacienta. Naměřené hodnoty mohou být zvýšené například u alergické rýmy, po konzumaci alkoholu nebo potravin s vysokým obsahem dusičnanů (např. listová zelenina). Naopak pacienti, kteří kouří, mají sníženou koncentraci oxidu dusnatého v dechu i při přítomném zánětu až o desítky ppb. [9]

2.3 Vyšetření poslechem dýchacích cest

Jedná se o nejpoužívanější fyzické vyšetření, které je běžně v praxi prováděno pomocí fonendoskopu. Typickým nálezem u pacienta trpícího astmatem jsou pískoty, vrzoty a jiné šelesty. Při astmatické reakci dochází k zúžení dýchacích cest (průdušnic, průdušinek), které je způsobeno přítomností hlenu či otokem hladkého svalstva. Na obrázku 2.2 je tento proces znázorněn. V důsledku zúžení dochází ke zrychlení proudění vdechovaného/vydechovaného vzduchu. Při tomto zrychleném proudění může dále docházet k turbulentnímu proudění ve vyústění těchto cest a to má za následek šelesty, které je možné odposlechnout. [34]

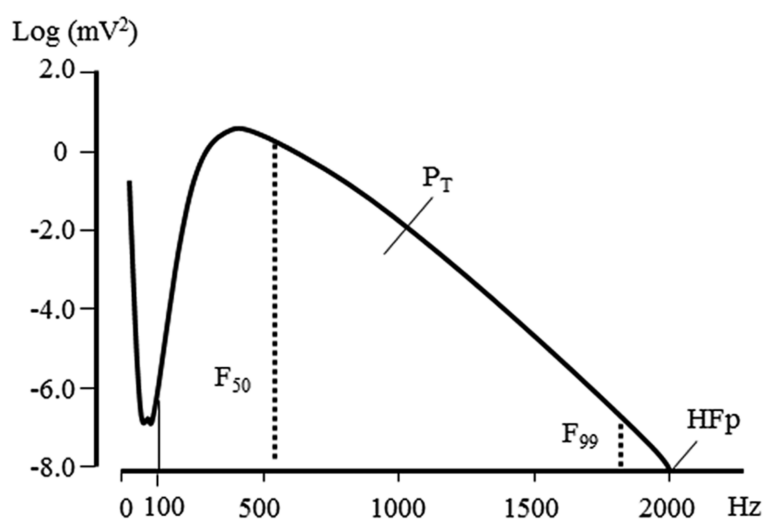


Obrázek 2.2: Projevy astmatické reakce [34]

Přítomnost těchto zvukových fenoménů může být i u jiných diagnóz a je tedy nutné tyto nálezy posuzovat v kontextu anamnézy a funkčního vyšetření plic. [1] Při mírné obstrukci dýchacích cest mohou být šelesty nepřítomné nebo mohou být pro vyšetřujícího lékaře neslyšitelné. Tento příznak se také může v některých případech objevovat jen při usilovném dýchacím manévru. Navíc u těžkého astmatického zánětu se nemusí šelesty projevit vůbec z důvodu významného omezení průtoku vzduchu v dýchacích cestách. [4] Toto vyšetření je ale zejména limitováno nedokonalostí lidského sluchu a individuální sluchovou schopností vyšetřujícího zdravotníka. Šelesty jsou v mnoha případech zamaskované šumem a proto se mohou jevit jako neslyšitelné. [5]

2.4 Digitální analýza plicních zvuků

V běžně v praxi se digitální analýza nepoužívá, ale výzkumy, které se zabývají tímto tématem, naznačují, že by mohla být velkým přínosem při stanovování diagnózy. [11] Tento přístup k vyšetření na základě zvukových projevů, je zde uveden, protože analyzátor, který byl v rámci této práce navržen, funguje



Obrázek 2.3: Sledované parametry výkonového spektra [33]

právě na tomto principu. Digitální analýza zvukových projevů při dýchání se dělí na dva hlavní přístupy.

- Prvním přístupem je výpočet statistických hodnot ze spektrálního výkonového složení signálu. Ten je odposlechnut pomocí digitálního fonendoskopu či jiného zařízení s ekvivalentní funkcí. Následuje provedení spektrální analýzy a výpočet specifických parametrů z výsledného spektra. Těmi mohou být například: P_T - celkový výkon sledovaného pásma signálu nebo F_{50} a F_{99} - hodnoty frekvence, které oddělují 50% a 99% výkonu ve spektru, viz obrázek 2.3. Množství provedených studií poukazuje na korelaci těchto hodnot s funkčními vyšetřeními plic [10], ale stále neexistuje jednotný přístup k tomuto typu analýzy. Není tedy možné navrhnout přístroj, který by fungoval na ověřeném principu. Při jeho návrhu by se musely výsledky statisticky porovnávat se současně prováděnými funkčními vyšetřeními plic.
- Z tohoto důvodu byl pro funkci navrhovaného analyzátoru zvolen druhý přístup. Ten staví na principu zdokonalení vyšetření, které se v současnosti provádí poslechem pomocí fonendoskopu. Ve zvukovém signálu se detekují specifické šelesty, označovány jako pískoty nebo vrzoty. V určitých případech astmatického zánětu mohou být přítomné šelesty pro člověka neslyšitelné, ale pomocí citlivých senzorů je stále možné je detekovat. [5]

Nejvyužívanějším přístupem pro detekci šelestů je převedení signálu do spektrální oblasti. Spektrum se poté standardně zobrazuje v čase pomocí spektrogramu. [10] Častým problémem při této analýze, bývá použití měřicího vybavení, které není navrženo pro snímání těchto signálů. Pásmo, ve kterém je možné šelesty detekovat, se pohybuje v rozmezí 100 – 3200 Hz. [10] Přesto jsou v některých případech pro měření používány komerčně dostupné digitální fonendoskopy s nízkou vzorkovací frekvencí (např. 4000 Hz). [11]

Kapitola 3

Akustické senzory

Pro měření zvuků, které vznikají uvnitř těla, se používají 2 hlavní typy senzorů: akcelerometry a mikrofony. Akcelerometry jsou vhodné pro měření akustických signálů nízkých frekvencí a pro měření projevů dýchacích cest nejsou vhodné. V následujících podkapitolách je proto uveden pouze stručný přehled základních typů mikrofonů, které by mohli být pro tuto aplikaci použity.

Zvuk, který vzniká v dýchacích cestách, má extrémně nízký akustický tlak. Při usilovném dýchání dosahuje maxima 35 dB SPL. [12] Nejdůležitějšími parametry při volbě mikrofonu tedy jsou: vysoká citlivost, frekvenční odezva a vysoký odstup signálu od šumu.

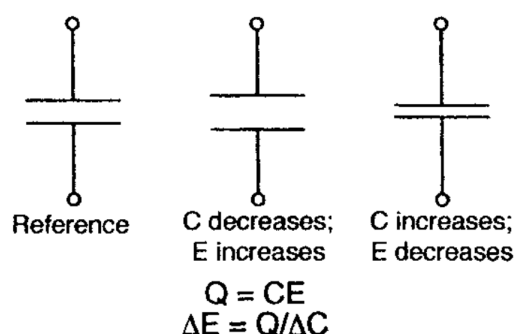
3.1 Kondenzátorové mikrofony

Konstrukce kondenzátorových mikrofonů vychází ze standardního kondenzátoru. Je tvořena dvěma elektrodami s kapacitní vazbou mezi nimi. Rozdílem je, že pouze jedna elektroda je pevně připevněna. Druhá elektroda je ke konstrukci mikrofonu uchycena pružně, aby se mohla pohybovat. Slouží tedy jako membrána citlivá na změny akustického tlaku. Princip funkce kondenzátorových mikrofonů je založen na definičním vztahu pro kapacitu

$$Q = CU, \quad (3.1)$$

kde Q označuje elektrický náboj, C kapacitu a U napětí na kondenzátoru. Způsob převodu zvukového signálu na elektrický je ilustrován na obrázku 3.1. Označení elektrických veličin se zde mírně liší, napětí představuje E , kapacitu C a náboj Q . Na levé straně je znázorněn kondenzátor s referenční vzdáleností mezi elektrodami. V prostředním uspořádání došlo k oddálení elektrod a tím k poklesu kapacity a nárůstu výstupního napětí. Na pravé straně jsou elektrody přibližovány k sobě, důsledkem toho kapacita stoupá a výstupní napětí klesá. Z obrázku 3.1 a vztahu (3.1) vyplývá že výstupní napěťový signál na kondenzátorovém mikrofonu bude nepřímo úměrný akustickému tlaku, který vychyluje membránu mikrofonu. Tato lineární závislost platí pouze pro malé změny polohy elektrody a pro funkci kondenzátorového mikrofonu je nutný externí zdroj neměnného náboje Q . [15]

A. Voltage (E) across a variable capacitance (C) with fixed charge (Q)



Obrázek 3.1: Princip funkce kondenzátorového mikrofonu [15]

Kondenzátorové mikrofony se vyznačují výbornými parametry, jako je nízký šum, široký dynamický rozsah, plochá frekvenční odezva a vysoká citlivost. Díky těmto vlastnostem se používají téměř výhradně pro aplikace, kde je kladen důraz na přesnost měření. [13] Z těchto důvodů byl při návrhu analyzátoru použit právě kondenzátorový mikrofon.

3.2 Elektretové mikrofony

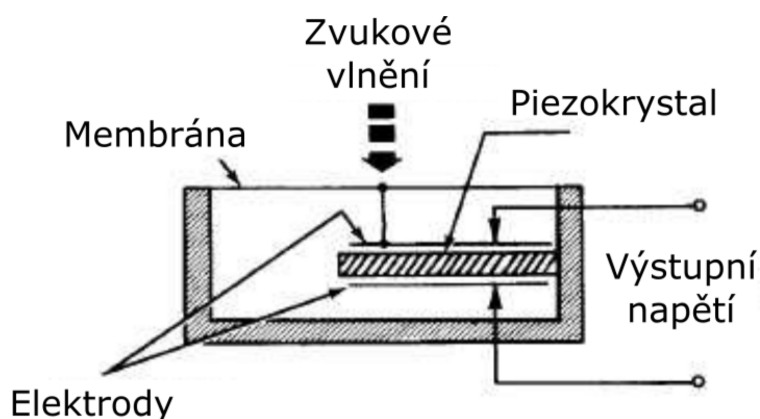
Elektretové mikrofony mají téměř stejnou konstrukci a stejný princip funkce jako kondenzátorové mikrofony. Jediným rozdílem je zdroj konstantního elektrického náboje. U elektretových mikrofonů je na nepohyblivou elektrodu nanesen prepolarizovaný materiál (elektret), který si uchovává svůj konstantní náboj. Pokud tedy dojde k pohybu membrány, indukuje se na elektrodách mikrofonu napětí a vzniká tak signál. [15]

Vlastnosti elektretových mikrofonů jsou srovnatelné s těmi kondenzátorovými. Jediným rizikem je ztráta polarizace elektretu. Tím se způsobí zmenšení citlivosti a celkové zhoršení vlastností mikrofonu. Naopak hlavní výhodou elektretových mikrofonů je, že není nutné použití externího zdroje náboje. [13]

3.3 Piezo-elektrické mikrofony

Piezoelektrické mikrofony fungují na principu stejnojmenného jevu. Akustický tlak je pomocí pohyblivé membrány převeden na piezoelektrický krystal, jenž generuje náboj úměrný síle, která na něj působí. Konstrukce piezoelektrického mikrofonu je znázorněna na obrázku 3.2.

Tyto mikrofony se používají hlavně pro aplikace, kde je přítomný velmi vysoký akustický či atmosférický tlak. Například měření intenzity výbuchů

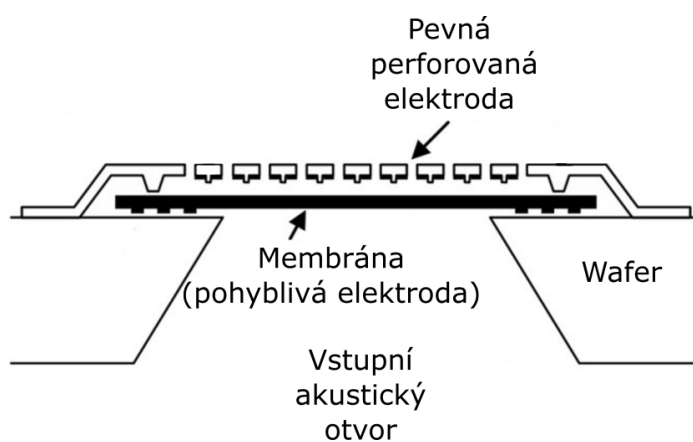


Obrázek 3.2: Konstrukce piezoelektrického mikrofonu [30]

nebo měření zvukových signálů pod vodní hladinou. Významnou charakteristikou piezoakustických senzorů je vysoká šumová hladina na výstupním signálu. Kvůli této vlastnosti není přesné měření malých signálů pomocí těchto mikrofonů vhodné a nehodí se ani pro měření bio akustických signálů. [13]

3.4 MEMS mikrofony

Mikrofony využívající MEMS technologii jsou konstrukčně upravené verze kondenzátorového mikrofonu. Na obrázku 3.3 je ukázán řez konstrukcí MEMS mikrofonu. Pohyblivá elektroda reagující na změny akustického tlaku je tvořena křemíkovým waferem v dolní části struktury. Nepohyblivá elektroda je tvořena pevně umístěným waferem, který je perforován. Perforování je zde provedeno, aby se zabránilo natlakování komory mezi elektrodami.



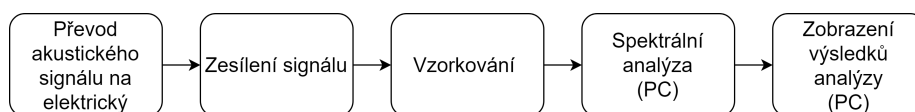
Obrázek 3.3: Konstrukce MEMS mikrofonu [31]

Použití MEMS technologie umožňuje vysokou míru integrace. Většina MEMS mikrofonů je v jednom pouzdře integrována s předzesilovačem a digitální verze i s analogově digitálním převodníkem. Důsledkem jsou velmi krátké vedení analogových signálů a vysoká odolnost vůči okolnímu rušení. [14] Bohužel frekvenční charakteristika komerčně dostupných MEMS mikrofonů není lineární v širokém pásmu, a proto je jejich použití jako přesných akustických senzorů značně omezené. Vykazují také horší citlivost než standardní kondenzátorové mikrofony.

Kapitola 4

Návrh analyzátoru

V této kapitole je popsán návrh konceptu analyzátoru, který umožní detekci šelestů ve zvukovém projevu plic. Při návrhu provozních parametrů bylo vycházeno z údajů, které jsou uvedeny v článku: Lung sound analysis helps localize airway inflammation in patients with bronchial asthma. [10] Článek obsahuje pouze minimum informací o použitém měřicím přístroji, ale frekvenční pásmo pro měření šelestů je v něm stanoveno na 100 – 3200 Hz. Také byla použita podobná topologie pro návrh analyzátoru. Získání, zesílení a navzorkování signálu je prováděno v samostatném zařízení, ze kterého se následně vzorky odesílají do PC. Zde probíhá uložení naměřeného signálu, spektrální analýza a zobrazení výsledků. Celkové schéma funkčních bloků je znázorněno na obrázku 4.1. Toto rozdělení funkcí do dvou oddělených zařízení



Obrázek 4.1: Principiální blokové schéma analyzátoru

přináší několik zásadních výhod:

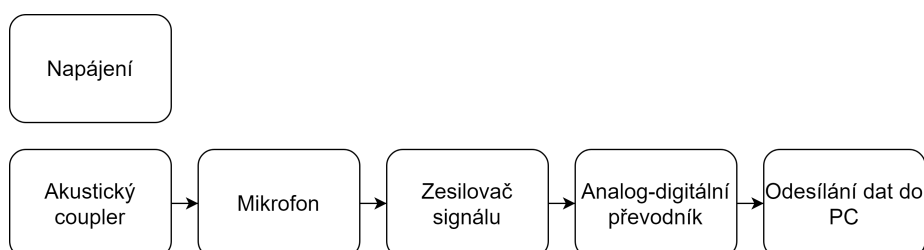
- Zobrazení výsledků analýzy v podobě spektrogramu je vhodné na displeji s relativně velkou úhlopříčkou a velkým rozlišením. Běžné PC touto periferií disponuje a sníží se tak celkové náklady na realizaci prototypu.
- Díky této volbě bylo možné významně zjednodušit konstrukci analyzátoru. Nastavení parametrů a ovládání měření je možné provádět pomocí programu na PC. Díky tomuto přístupu byly ovládací prvky pro hardwarovou část analyzátoru omezeny na minimum.
- Operace spektrální analýzy jsou výpočetně náročné. Je komplikované je provádět na embedded zařízení, které zároveň slouží pro časově kritické operace, v tomto případě vzorkování signálu. Rozdělení těchto funkcí na dvě různá zařízení zcela odstraní toto omezení.

Při návrhu byl také kladen důraz na jednoduché používání a manipulaci s analyzátozem. Proto byla zvolena kompletně bezdrátová koncepce celé konstrukce zařízení. Komunikace s PC programem byla navržena bezdrátově a napájení je řešeno pomocí akumulátoru.

V následujících podkapitolách je uveden postup návrhu jednotlivých funkčních celků. Jsou řazeny v pořadí dle průchodu signálu analyzátozem: směrem od akustického senzoru k zobrazení výsledků analýzy.

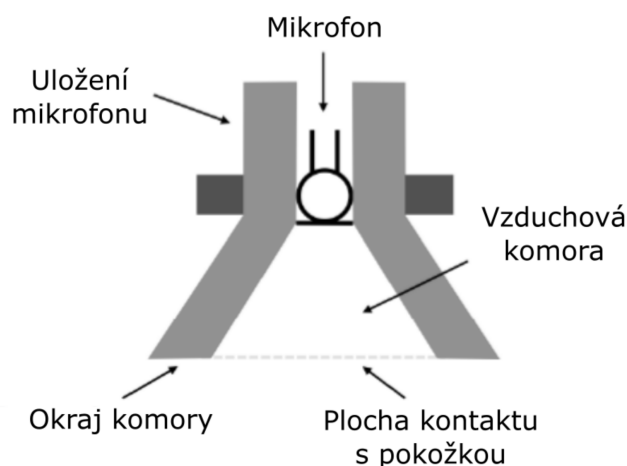
4.1 Hardware

Blokové schéma hardwarové části, je na obrázku 4.2. V této samostatné části analyzátoru je získán signál, který je následně zesílen a navzorkován. Jedná se o všechny operace prováděné se signálem, které se netýkají přímo analýzy. Zjednodušeně by se dala tato část popsat jako digitální bezdrátový fonendoskop.



Obrázek 4.2: Principiální blokové schéma hardwarové části

4.1.1 Akustický coupler



Obrázek 4.3: Vzduchová komora (air-coupler) [32]

Překlad „spojka“ anglického výrazu coupler může být v tomto případě zavádějící, a proto byl jako označení kapitoly ponechán původní anglický výraz. Akustický signál, který je měřen, vzniká uvnitř lidského těla. Akustické vlnění se šíří od epicentra uvnitř plic k pokožce a při průchodu měkkými tkáněmi a hrudním košem je cestou postupně utlumováno. Signál, který tělem

prošel, je možné naměřit na pokožce, ale je nutné zvolit vhodné mechanické spojení pro přenesení vlnění do mikrofonu, tzv. coupling. Tento mechanický přenos je možné provést různými způsoby:

- Nejjednodušším způsobem je umístění akustického senzoru přímo na pokožku. Tento postup nebyl nepoužit, protože neumožňuje žádné utlumení rušivých zvuků z okolí. Je vhodný zejména pro měření nízkofrekvenčních vibrací akcelerometrem, jako například zvuky vznikající při kašlání.
- Umístěním mikrofonu do vzduchové komory uzavřené membránou. Jde o konstrukci, která je používána u standardních i digitálních fonendoskopů. Vlastnosti a přenos těchto spojení jsou závislé zejména na použité membráně. Celkově je toto umístění mikrofonu náročné na konstrukci a proto byla upřednostněna následující konstrukce.
- Metodou, jež byla zvolena, je umístění akustického senzoru do vzduchové komory, která není uzavřena membránou, tzv. air-coupler. Na obrázku 4.3 je možné vidět řez tohoto typu coupleru. Širokou stranou se coupler přiloží k pokožce, která se poté ve vzduchové komoře chová jako vibrující membrána vytvářející akustické vlnění. Vlnění se poté komorou šíří až na membránu mikrofonu, kde se převádí na elektrický signál. Stěny komory a uložení mikrofonu umožňují dobré utlumení zvuků z okolí.

Pro rozměry a konstrukci air-coupleru byly využity závěry z: Measurement of respiratory acoustic signals. Effect of microphone air cavity width, shape, and venting [17]. Autoři zde uvádí, že optimální tvar vzduchové komory je kónický a ideální šířka se pohybuje mezi 10ti a 15ti milimetry. Dále je doporučena fixace k pokožce přilepením, protože pokud je coupler na místě přidržován, může dojít k výkyvům tlaku uvnitř komory a vzniku rušení.

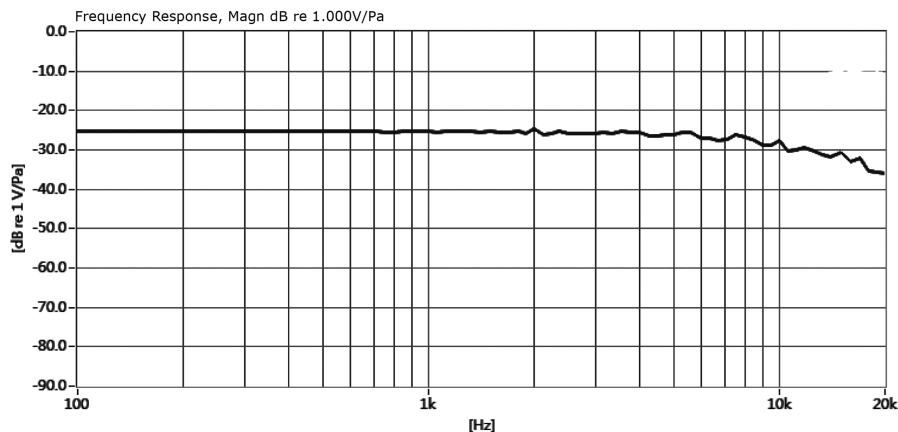
4.1.2 Výběr akustického senzoru

Tabulka 4.1: Důležité parametry mikrofonu CMC-4015-25T

Parametr	Označení	Hodnota
Citlivost	S [dB]	-25
Odstup signálu od šumu	SNR [dB]	62
Provozní napětí	U_s [V _{dc}]	3
Provozní proud	I_s [mA]	0.5

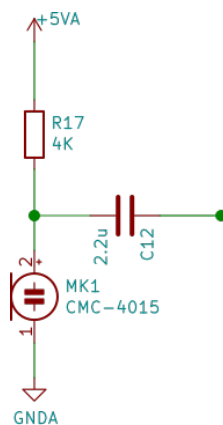
Jak je uvedeno v kapitole akustické senzory, pro měření malých signálů jsou nejvhodnější volbou kondenzátorové mikrofony. Pro tuto konkrétní aplikaci byl zvolen kondenzátorový mikrofon CMC-4015-25T od firmy CUI DEVICES. Mikrofon vyniká především svou citlivostí -25 dB. Pro srovnání citlivost standardně používaných mikrofonů se pohybuje v okolí -40 dB. Výpis důležitých vlastností použitého mikrofonu je uveden v tabulce 4.1. Kromě citlivosti byl tento mikrofon použit také kvůli jeho nízkému provoznímu napětí U_s , protože celé zařízení bude napájené z akumulátoru. V poslední řadě je

důležitou vlastností mikrofonu také linearita jeho frekvenční odezvy. Pásmo měřeného signálu se pohybuje v rozmezí 100 – 3200 Hz. Pokud se podíváme na toto pásmo v grafu frekvenční odezvy zvoleného mikrofonu, viz obrázek 4.4, můžeme si povšimnout, že nedochází k významnému poklesu odezvy ani pro vyšší frekvence. V tomto ohledu je tedy mikrofon CMC-4015-25T také vhodný pro tuto aplikaci.



Obrázek 4.4: Frekvenční odezva mikrofonu CMC-4015-25T [19]

4.1.3 Zapojení mikrofonu



Obrázek 4.5: Schéma zapojení mikrofonu

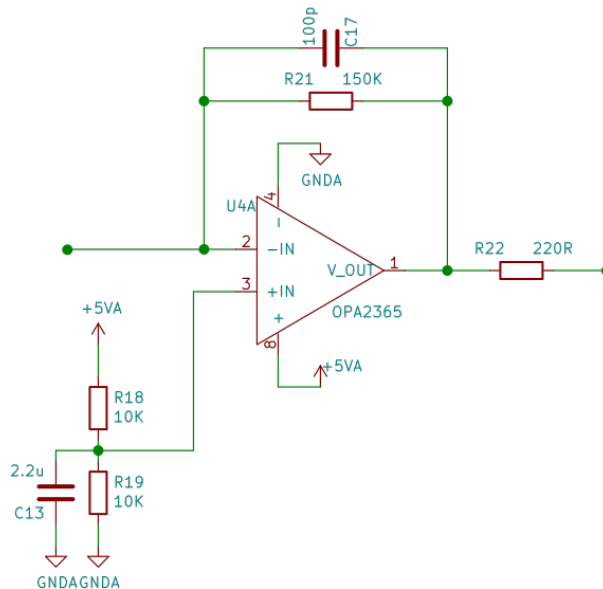
Na obrázku 4.5 je vyobrazeno použité zapojení, které je převzato z katalogového listu mikrofonu. [19] Odpor R_{17} připojený na napájecí napětí zde tvoří jednoduchý proudový zdroj, jenž je zapojen na vstup mikrofonu. Jeho velikost se dá vypočítat za pomoci napájecího napětí a doporučených provozních parametrů mikrofonu, viz tabulka 4.1. Dosazením do Ohmova zákona získáme

$$R_{17} = \frac{V_{cc} - V_S}{I_s} = \frac{5\text{ V} - 3\text{ V}}{0,5\text{ mA}} = 4\text{ k}\Omega. \quad (4.1)$$

Proudový signál který vzniká na výstupu mikrofonu, prochází dále přes oddělovací kondenzátor C_3 . Požadavkem na oddělovací kondenzátor je, aby měl dostatečně velkou kapacitu a pro audio signál z mikrofonu výrazně nižší impedanci než odpor R_{17} . Kdyby byla impedance kondenzátoru C_3 srovnatelná s impedancí R_{17} , začne docházet k průchodu významné části signálu do zdroje napětí a tím k jeho ztrátě. [16] Kondenzátor C_3 tím pádem tvoří s odporem R_{17} horní propust. Při volbě kapacity $C_3 = 2,2\mu\text{F}$ bude mít tato horní propust zlomovou frekvenci

$$f = \frac{1}{2\pi R_{17} C_{12}} = \frac{1}{2\pi(4\text{ k}\Omega)(2,2\mu\text{F})} = 18,09\text{ Hz.} \quad (4.2)$$

4.1.4 Předzesilovač



Obrázek 4.6: Schéma mikrofonního předzesilovače

Jako mikrofonní předzesilovač bylo použito zapojení transimpedančního zesilovače, také označovaného jako převodník proud-napětí. Při jeho návrhu bylo vycházeno z referenčního návrhu texas instruments. [18] Předzesilovač zde slouží pro upravení signálu na vhodnou napěťovou úroveň pro analogově digitální převodník. Celé zapojení je uvedeno na obrázku 4.6. Postup pro volbu hodnot jednotlivých součástek je uveden v použitém referenčním návrhu. Dále jsou uvedeny pouze postupy, které byly provedeny rozdílně.

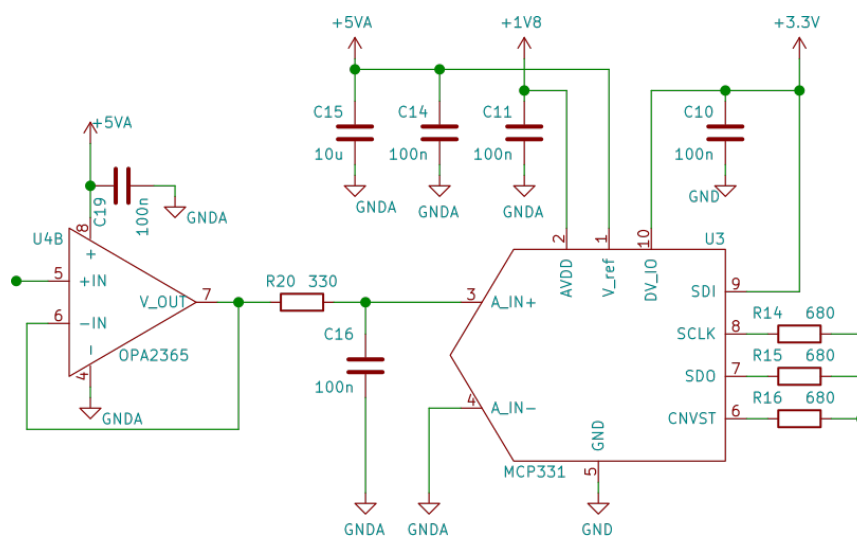
Zesílení signálu mělo být určeno pomocí provedení testovacího měření. Použito bylo zapojení mikrofonu, které je na obrázku 4.5. Výstup obvodu byl zatížen odporem 50Ω a připojen na osciloskop. Před provedením samotného měření docházelo ke vzniku mechanických vibrací. Ty byly způsobeny třením mezi couplerem a pokožkou. Na osciloskopu dosahovaly výsledné napěťové špičky až $1,4\text{ mV}$. I za předpokladu, že dané rušení není ve sledovaném pásmu, by při volbě velkého zesílení mohlo docházet k jeho „ořezávání“ a přenosu

rušení na vyšší frekvence. Zesílení bylo tedy zvoleno tak, aby nedocházelo k překročení napájecího napětí ani pro tyto rušivé signály. Zesílení je v použitém zapojení dáno odporem R_{21} podle vztahu (4.3). Při volbě hodnoty odporu $R_{21} = 150 \text{ k}\Omega$ dosáhne výstupní napětí U_{vyst} úrovně

$$U_{vyst} = i_{vstup} R_{21} = \frac{u_{vstup}}{R_{vstup}} (150 \text{ k}\Omega) = \frac{1,4 \text{ mV}}{50 \Omega} (150 \text{ k}\Omega) = 4,2 \text{ V}. \quad (4.3)$$

Vstupní napěťový rozsah analogově digitálního převodníku je roven napájecímu napětí (5 V). Pro případ silnějšího rušení způsobeného vibracemi je počítáno s tolerancí 0,8 V. Jako operační zesilovač byl vybrán OPA2365 vyráběný firmou texas instruments.

4.1.5 Analogově digitální převodník



Obrázek 4.7: Zapojení analog-digitálního převodníku MCP3313-05

Pro navzorkování signálu byl vybrán analogově digitální převodník MCP3313-05 od společnosti Microchip technology. [20] Jedná se o převodník s postupnou aproximací a 16ti bitovým rozlišením. Maximální vzorkovací kmitočet 500 kps je více než dostatečný pro vzorkování signálu ve sledovaném pásmu (100 – 3200 Hz). Převodník disponuje pouze pseudo-diferenčním vstupem signálu, ovšem návrh tím není vůbec omezen, protože použité zapojení předzesilovače má výstupní signál na jednoduchém vedení.

Celé použité zapojení je na obrázku 4.7. Výrobce doporučuje použití bufferu s jednotkovým zesílením na vstupu signálu. Protože operační zesilovač OPA2365 je dostupný ve variantě, kdy jsou v jednom pouzdře umístěny dvě samostatné jednotky, byl použit pro předzesilovač i vstupní buffer převodníku. Dále je před převodníkem umístěna RC dolní propust, která zde slouží pro omezení vlivu aliasingu. Její zlomová frekvence je zvolena podle rozsahu sledovaného pásma (100 – 3200 Hz). Po zvolení kapacity 100 nF pro kondenzátor C_{16} je možné vypočítat hodnotu pro odpor R_{20} pomocí vztahu

$$R_{20} = \frac{1}{2\pi f_z C_{16}} = \frac{1}{2\pi(3,2\text{kHz})(100\text{nF})} = 497\ \Omega. \quad (4.4)$$

Po provedení několika simulací frekvenční charakteristiky RC článku, byla zvolena hodnota odporu $R_{20} = 330\ \Omega$. Zlomová frekvence touto změnou stoupne na 4823 Hz a utlumení na hranici frekvenčního pásma klesne pod hodnotu 1,5 dB. Je to kompromis mezi utlumením vysokých frekvencí a dosažením dobré frekvenční odezvy ve sledovaném pásmu.

Další provedenou změnou v doporučeném zapojení převodníku jsou odpory R_{14} , R_{15} a R_{16} . Na digitálním rozhraní jsou umístěny pro omezení protékajícího proudu při změnách logických úrovní. Při velkých proudových špičkách vzniká silné magnetické pole a jeho důsledkem je nežádoucí elektromagnetické rušení indukující se na okolních obvodech. Protékající proud lze odhadnout z rozdílu napětí logických úrovní SPI sběrnice, vstupní kapacity převodníku a strmosti přechodových hran signálu. Strmost hran a vstupní kapacita není bohužel v katalogovém listu uvedena, ale je možné tyto parametry nahradit standardními hodnotami pro CMOS logické obvody. [21] Výsledný odhad protékajícího proudu byl vypočítán pomocí úpravy diferenciální rovnice pro proud protékající kapacitou (4.5). Diferenciály jsou nahrazeny velikostí změn veličin při přechodu logických úrovní. Výsledný proud aproximovaný pomocí přímky nakonec vyjde

$$i_c = C_{\text{cmos}} \frac{du}{dt} = C_{\text{cmos}} \frac{\Delta u}{\Delta t} = 10\text{ pF} \frac{3,3\text{ V}}{1\text{ ns}} = 33\text{ mA}. \quad (4.5)$$

Při sériovém zapojení odporu $680\ \Omega$ vznikne v kombinaci se vstupní kapacitou RC článek, jehož časová konstanta bude

$$\tau = RC = (470\ \Omega)(10\text{ pF}) = 6,8\text{ ns} \quad (4.6)$$

a maximální proud nabíjející vstupní kapacitu převodníku klesne na

$$i_{\text{max}} = \frac{U_{\text{cc}} - U_c}{R} = \frac{3,3\text{ V} - 0\text{ V}}{680\ \Omega} = 4,85\text{ mA}. \quad (4.7)$$

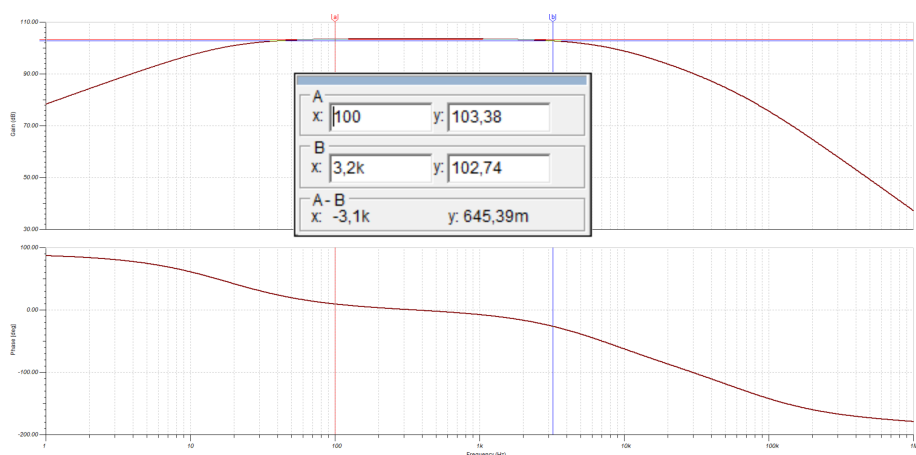
Celkový čas přechodu mezi logickými úrovněmi lze odhadnout z časové konstanty obvodu. Přechodový jev se standardně považuje za ukončený po uplynutí doby 3τ . Konečná rychlost přechodu podle tohoto odhadu nakonec vyjde

$$t_{\text{hrana}} = 3\tau = 3 \cdot 6,8\text{ ns} = 20,4\text{ ns} \quad (4.8)$$

Frekvence taktovacího signálu SPI sběrnice SCLK byla zvolena při softwarovém návrhu na 1 MHz. Trvání signálových úrovní pro jednotlivé přenášené bity je tedy

$$\frac{T}{2} = \frac{1}{2f} = \frac{1}{2 \cdot 1\text{ MHz}} = 0,5\ \mu\text{s}. \quad (4.9)$$

V porovnání je trvání přechodových hran téměř 25x kratší a zapojení odporů je tedy možné použít bez omezení procházejícího signálu či zvýšení jeho chybovosti.

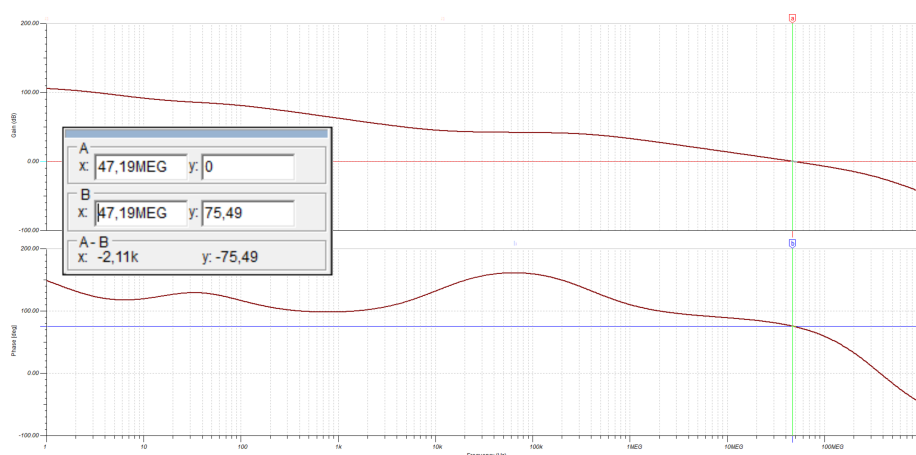


Obrázek 4.8: Frekvenční charakteristika analogové části

4.1.6 Simulace analogové části

Pro provedení simulace byl použit program TINA. Tento software byl vybrán, protože obsahuje model zvoleného operačního zesilovače OPA2365 a není nutné jej importovat. Frekvenční charakteristika celého analogového řetězce je znázorněna na obrázku 4.8. Zvlnění amplitudové charakteristiky sledovaného frekvenčního pásma v rozsahu 100 – 3200 Hz je menší než 1 dB a fázová charakteristika také nevykazuje významné nelinearity. Z tohoto hlediska byl návrh analogového obvodu zhodnocen jako vyhovující.

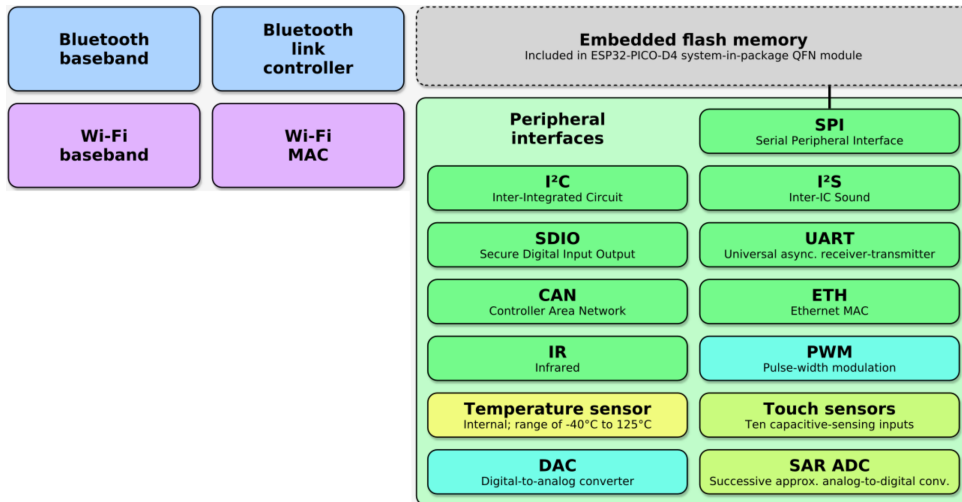
Kontrola stability použitého předzesilovače byla provedena podle postupu z použitého referenčního návrhu [18]. Na obrázku 4.9 je zobrazen zisk a fázový posun otevřené zpětnovazební smyčky zesilovače. Pomocí markeru je vyznačen bod, kde je zisk zpětnovazebního systému roven nule. Do tohoto bodu nepřekročil fázový posun hodnotu 180° . Lze tedy uvažovat, že v bodě, kde je fázový posun roven 180° , bude zisk zpětnovazební smyčky menší než 1 a Nyquistovo kritérium stability bude splněno.



Obrázek 4.9: Frekvenční odezva zpětnovazební smyčky zesilovače

4.1.7 Mikrokontrolér

Mikrokontrolér v této aplikaci ovládá vzorkování pomocí SPI sběrnice a také je pomocí něj provedeno odesílání získaných vzorků. Namísto samostatného mikrokontroleru byl použit SoC ESP32-WROOM-32. [22] Tento modul obsahuje verzi ESP-32, která má k dispozici 2 výpočetní jádra *Xtensa 32-bit LX6* taktovaná až na 240 MHz. Další periferie, které ESP-32 obsahuje, jsou znázorněny na obrázku 4.10. ESP-WROOM-32 bylo pro návrh analyzátoru



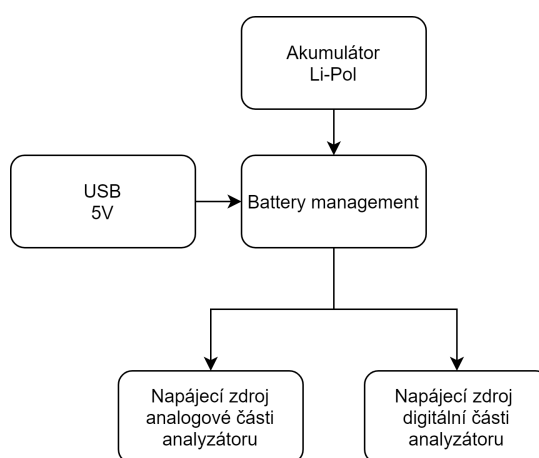
Obrázek 4.10: Funkční schéma mikrokontroléru ESP-32 [37]

zvoleno, kvůli následujícím perifériím a funkcím:

- SoC ESP32-WROOM-32 umožní výrazné snížení počtu součástek na desce plošných spojů prototypu. Mikrokontrolér ESP-32 je umístěn ve velmi malém QFN pouzdře a vyžaduje zapojení velkého množství napájecích kondenzátorů. To by bylo pro ruční osazování desky velmi náročné, a proto byl využit již zapájený modul.
- Přestože jsou pro řízení vzorkovací frekvence využívány přerušování hardwarového časovače, je v návrhu využita možnost vícevláknového programování. Dvě nezávislá výpočetní jádra umožňují současně provádět vzorkování a odesílání signálu bez časových prodlev.
- ESP-32 disponuje již zmíněnou periférií SPI, pomocí které probíhá komunikace s analogově digitálním převodníkem.
- Jde o modul s integrovanou podporou WiFi. Pomocí tohoto typu bezdrátové komunikace probíhá odesílání naměřených dat do analyzačního programu na PC.
- Pro ESP-32 je dostupná knihovna arduino. [27] To umožňuje použití arduino knihoven s vysokou mírou abstrakce a také je možné modul jednoduše programovat pomocí vývojového prostředí arduino IDE. Tento přístup umožnil zkrácení procesu implementace a debugování softwaru.

Schéma zapojení mikrokontroleru není z hlediska návrhu důležité, a je uvedeno pouze na příloženém CD. Při návrhu zapojení bylo vycházeno z vývojové desky ESP32-Core-Board-V2 od firmy Espressif systems. [25] V zapojení byl ponechán převodník USB-UART CP2102, přestože není při chodu analyzátoru využit. Po oživení zařízení umožňuje lehce měnit program běžící na ESP-32. Sériový monitor také může sloužit jako jednoduchý způsob pro debugování programu, pokud by se v zapojení vyskytly chyby. Dále byly v zapojení provedeny pouze drobné změny, jako například přidání jednoho uživatelského tlačítka.

4.1.8 Napájení

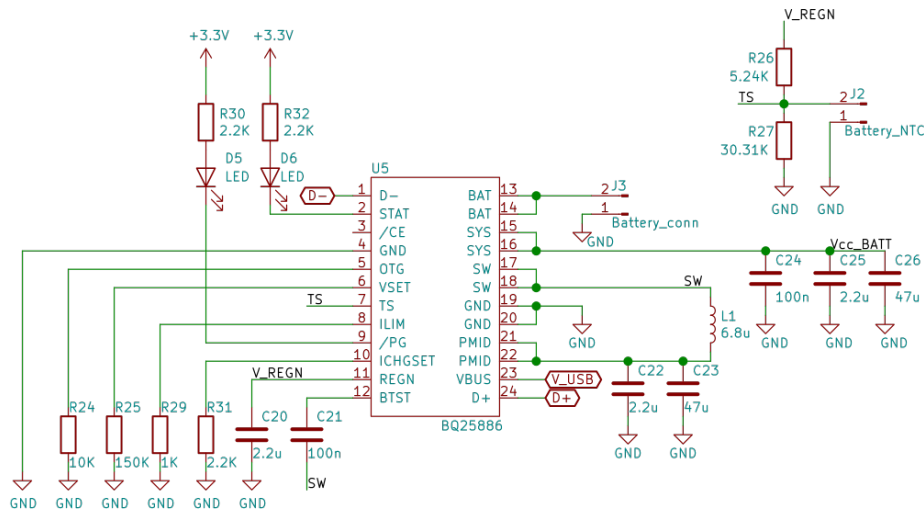


Obrázek 4.11: Topologie napájení

Napájení bylo rozděleno na digitální a analogové, aby se omezil vliv vzájemného rušení. Jako zdroj napájení byl použit akumulátor. Připojení externího zdroje napětí by bylo s ohledem na manipulaci při měření příliš nepraktické a připojený kabel by se mohl také chovat jako zdroj vibrací a rušení. Na obrázku 4.11 je znázorněna použitá topologie napájení.

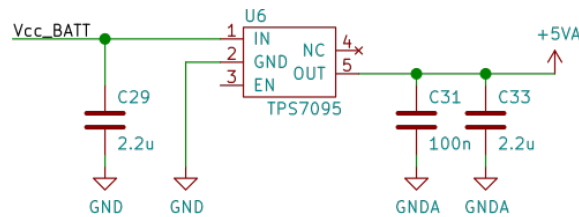
Akumulátor je tvořen sérií dvou lithiium-polymerových článků. Toto zapojení bylo zvoleno, protože napětí jednoho článku je menší než napájecí napětí použité pro analogové obvody. Díky zapojení v sérii bylo možné použít lineární regulátor pro napájení obvodů pracujících s analogovým signálem a dosáhnout lepšího potlačení rušení od digitálních obvodů.

Funkci battery managementu plní obvod BQ25886 od firmy Texas Instruments. Tento obvod podporuje správu nabíjecích cyklů série dvou lithiium-polymerových článků. Obsahuje zvyšující převodník napětí a umožňuje tak nabíjení pomocí napájecí linky USB (5 V). Spínaný převodník nebude v tomto případě zdrojem rušení, protože nabíjení nebude probíhat během měření. BQ25886 také umožňuje funkci teplotní ochrany při nabíjení a vybíjení akumulátoru. Ta je provedena pomocí NTC termistoru umístěného v kontaktu s obalem baterie. Při přílišném zahřátí baterie v důsledku nabíjení či vybíjení dojde k rozpojení obvodu. Celé navržené zapojení integrovaného obvodu



Obrázek 4.12: Zapojení BQ25886

BQ25886 je na obrázku [4.12](#). Při jeho návrhu a volbě hodnot obvodových součástek bylo vycházeno ze zapojení doporučeného výrobcem. [\[23\]](#)

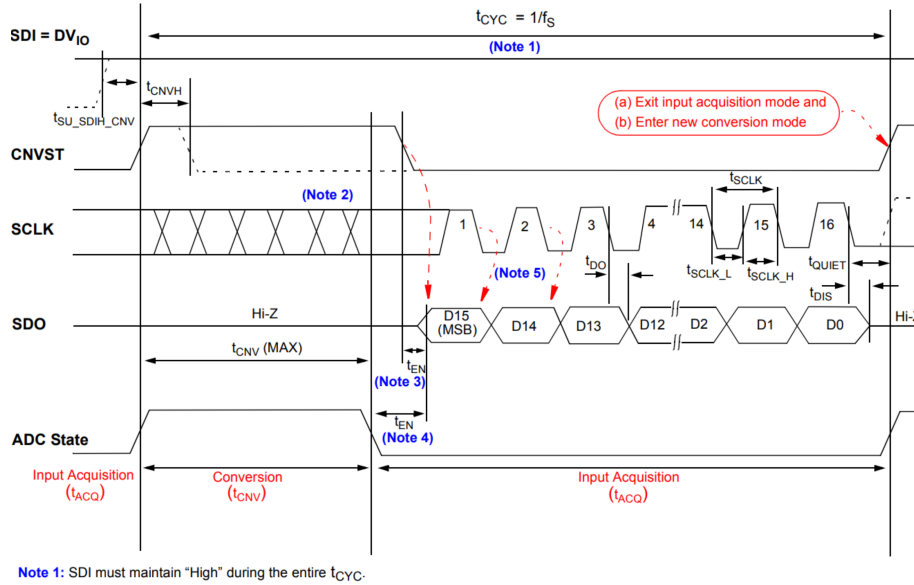


Obrázek 4.13: Zapojení lineárního regulátoru TPS7095

Pro napájení analogových obvodů byly zvoleny lineární regulátory TPS70950 a TPS70918. Jedná se o varianty stejného lineárního regulátoru, které se liší pouze výstupním napětím (5 a 1,8 V). Napájené analogové obvody mají spotřebu v řádu nízkých desítek mA a větší procentuální ztráty lineárních regulátorů nebudou mít velký vliv na celkovou spotřebu zařízení. Hlavním parametrem při volbě těchto regulátorů byla hodnota PSRR (power supply rejection ratio). Graf potlačení PSRR je znázorněn na obr [4.14](#). Důležitou hodnotou na tomto grafu je potlačení na frekvenci 2,25 MHz, které téměř dosahuje hodnoty 60 dB. Na této frekvenci funguje spínaný regulátor TPS62172 napájející digitální část zařízení.

Spínaný zdroj TPS62172 byl vybrán s ohledem na jeho výstupní proud 0,5 A, který je uveden jako doporučený napájecí proud pro ESP-32. Reálná spotřeba tohoto modulu se ale pohybuje pod 150 mA a spotřeba všech ostatních digitálních komponentů nepřesahuje 50 mA. Výstupní proud zvoleného zdroje tedy bude více než dostatečný. Při návrhu zapojení, viz obrázek [4.15](#), bylo použito doporučené zapojení, které uvádí výrobce. [\[24\]](#)

je tento signál označen jako CNVST, viz obrázek 4.7. Nastavení vzorkovací frekvence tím pádem probíhá softwarově, a proto bylo zařazeno do této kapitoly. Při návrhu není důležitý způsob implementace, ale spíše princip procesu stanovení vzorkovací frekvence. Pokud by měl čtenář zájem prohlédnout si implementaci použitou u prototypu, tak je uvedena na příloženém CD (soubor *ESP-32.ino*). Vzorkování probíhá v jednoduché smyčce: Při přivedení



Note 1: SDI must maintain "High" during the entire t_{CYC} .

Obrázek 4.17: Ovládání MCP33131-05 pomocí sběrnice SPI [20]

logické 1 na vstup CNVST přejde převodník do stavu, kdy převádí hodnotu analogového vstupu na digitální číslo. Po uplynutí doby pro převod, musí ovládající mikrokontroler změnit signál CNVST na logickou 0. Převodník následně odešle všechny bity vzorku v pořadí MSB first. Celý proces je graficky ilustrován na obrázku 4.17 a detailněji je popsán výrobcem. [20] Spouštění signálu CNVST je obsluhováno v přerušení programu vyvolaného externím hardwarovým časovačem. Kdyby nebyl využit externí časovač pro načasování jednotlivých vzorků, mohlo by docházet k jejich zpoždování. Vzorkovací frekvence analyzátoru je tedy určena nastavením časovače podle vztahu

$$f_s = \frac{f_{osc}}{N_{prescaler} \cdot N_{countup}} = \frac{80 \cdot 10^6}{80 \cdot 62} \doteq 16129 \text{ Hz}, \quad (4.10)$$

kde f_{osc} je základní frekvence oscilátoru řídicí časovač, $N_{prescaler}$ předdělič této frekvence a $N_{countup}$ hodnota do které časovač čítá. Vzorkovací frekvence byla zvolena na $f_s = 16129 \text{ Hz}$, protože její poloviční hodnota $\frac{f_s}{2} \doteq 8064 \text{ Hz}$ je výrazně vyšší než maximální frekvence v měřeném pásmu $f_{max} = 3200 \text{ Hz}$. Je tak splněn Nyquistův–Shannonův vzorkovací teorém

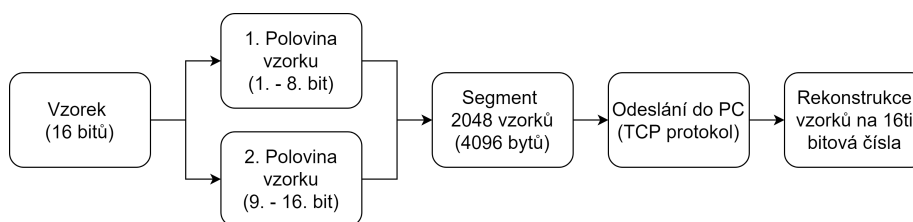
$$\frac{f_s}{2} > f_{max} \quad (4.11)$$

a přesná rekonstrukce naměřeného signálu je možná. Také se výrazně omezí riziko aliasingu ve spektru rekonstruovaného signálu.

4.2.2 Přenos dat

Přenos navzorkovaných dat do PC probíhá bezdrátově přes WiFi. WiFi je technologie pro komunikaci zařízení využívajících lokální bezdrátové sítě. Použitý modul ESP-WROOM-32 obsahuje všechny potřebné periferie pro bezdrátovou komunikaci postavenou na tomto standardu. Pro použití WiFi je nutné navrhnout nejprve topologii sítě, přes kterou bude komunikace probíhat. ESP-32 zde slouží jako přístupový bod a počítač na kterém probíhá analýza se do sítě připojuje jako klient. V celé síti se vyskytují pouze tyto 2 prvky, proto je použita statická adresace IPV4. Samotná komunikace je poté realizována na transportní vrstvě sítě pomocí protokolu TCP.

Návrh odesílání vzorků bylo nutné přizpůsobit knihovně, pomocí které je návrh realizován. Odesílání dat protokolem TCP je provedeno pomocí funkce `write()` z knihovny `arduino`. [26] Pomocí této funkce lze data odesílat pouze po 8-bitových číslech, a proto je nejprve nutné vzorky signálu „roztrhnout“ z 16-bitového čísla na dvě 8-bitové poloviny a ty následně odeslat. Nakonec v programu přijímajícím data na PC vzorky zpětně složit do původního 16-bitového čísla. Celý postup všech operací se vzorky je znázorněn na obrázku 4.18. Na blokovém schématu je také znázorněno, že vzorky jsou odesílány



Obrázek 4.18: Blokový diagram operací při odesílání

po segmentech dlouhých 2048 hodnot. Vzorkované hodnoty se tedy nejprve dělí na poloviny a poté ukládají do zásobníku. Po naplnění tohoto zásobníku dojde k odeslání všech hodnot zároveň. Tento přístup byl zvolen, protože funkce `write()` není časově optimalizována pro odesílání jednotlivých bytů a při odesílání dlouhých polí její časová náročnost výrazně klesne.

Celý proces odesílání dat provádí jedno výpočetní vlákno ESP-32 dedikované pouze pro tuto operaci. Pokud by se odesílání provádělo pomocí výpočetního vlákna, na kterém se zároveň obsluhují přerušení pro vzorkování signálu, mohly by v přenosu vzorků vznikat časové prodlevy a chyby.

4.2.3 Ukládání dat

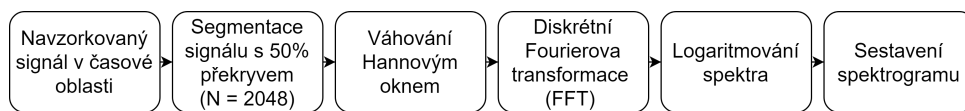
Naměřený zvukový signál se ukládá v PC hned při jeho přijetí. Ukládání naměřených dat namísto výsledků analýzy bylo použito, aby se mohly parametry analýzy upravovat a změny testovat na již naměřených datech. Při načítání již uložených výsledků se znovu provádí celá analýza.

Naměřené vzorky se ukládají do `.csv` souboru s unikátním názvem, který se vygeneruje při provedení měření. Unikátní identifikátor se generuje pomocí data a času, kdy se provedlo dané měření. K případné interpretaci výsledků je

vhodné ukládat i fyzické údaje o testovaném člověku, které by mohli ovlivnit výsledky analýzy. To jsou například: výška, váha, pohlaví atd.. Tyto údaje se ukládají do textového souboru se stejným identifikátorem, jako má uložený zvukový signál.

4.2.4 Analýza

Cílem analýzy je vytvoření spektrogramu naměřeného akustického signálu. Specifické astmatické projevy jako: vrzoty, polyfonní pískoty a jiné šelesty jsou na spektrogramu jasně viditelné. Tento přístup byl převzat z [10], kde byla tato metoda zkombinována s dalšími výpočty spektrálního složení. Blokový diagram celého procesu analýzy je znázorněn na obr 4.19.



Obrázek 4.19: Blokový diagram prováděné analýzy

Prvním krokem v analýze signálu je jeho segmentace. K té dochází již při odesílání vzorků do analyzačního programu. Jedinou operací, kterou je nutné po rekonstrukci přijatých vzorků provést, je překryv segmentů. Překryv je zde proveden, protože téměř zdvojnásobí časové rozlišení výsledného spektrogramu. Dalším důvodem pro použití překryvů je, že následuje váhování segmentů Hannovým oknem a při váhování by na okrajích segmentů mohlo docházet k významnému utlumení užitečných signálů. Pomocí překryvů je možné toto riziko minimalizovat. Délka segmentů pro výpočet periodogramů byla zvolena 2048 vzorků. Pro určení délky segmentů je nutné vzít v úvahu vlastnosti měřeného signálu. [28] Časová délka dýchacích manévrů se pohybuje v řádu vteřin. Délka jednoho segmentu by měla být významně kratší pro dobré časové rozlišení. Časová délka použitého segmentu je dána vztahem

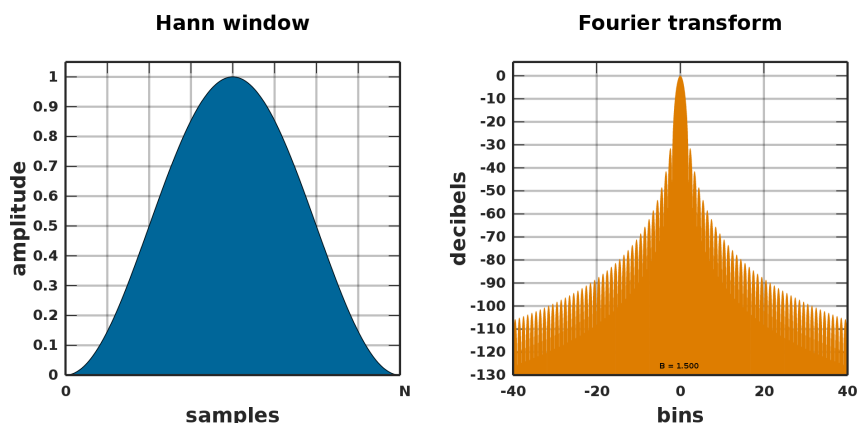
$$t_{seg} = \frac{N_{seg}}{f_s} = \frac{2048}{16129} = 0,13 \text{ s.} \quad (4.12)$$

Výsledné časové rozlišení spektrogramu je možné určit pomocí vztahu (4.13). Při dosazení 1 s jako délky signálu bude výsledné rozlišení na jednu sekundu (při 50% překryvu)

$$N_{exp} = 2 \left(\frac{t_{sig}}{t_{seg}} \right) - 1 = 2 \frac{1}{0,13} - 1 \doteq 14. \quad (4.13)$$

Před provedením samotné Fourierovy transformace jsou segmenty signálu ještě váhovány Hannovým oknem. Tato operace slouží pro omezení prosakování ve spektru. Na obrázku 4.20 je znázorněn jeho tvar v časové a spektrální oblasti. V modrém grafu je vyobrazeno Hannovo okno v čase. Rozměrem vodorovné osy jsou jednotlivé vzorky (samples) a svislá osa označuje normalizovanou amplitudu. V oranžovém grafu je znázorněno Hannovo okno ve spektrální oblasti získané pomocí Fourierovy transformace. Zde je amplituda vyznačena

v normalizovaném decibelovém měřítku a namísto vzorků jsou zde spektrální čáry (bins). U grafu ve spektrální oblasti je možné si všimnout, že potlačení nejbližších postranních laloků Hannova okna je větší než 30 dB. Z obrázku také vyplývá, že pokud by nebylo do návrhu analýzy zakomponováno překrývání, docházelo by ke velkému útlumu signálů, které by se vyskytovaly na okrajích jednotlivých segmentů, a potenciálně i k jejich ztrátě.



Obrázek 4.20: Časový a spektrální tvar hannova okna [35]

Spektrální složení jednotlivých segmentů (periodogramy) je získáno pomocí algoritmu FFT (Rychlá Fourierova transformace). FFT je optimalizovaný algoritmus provádějící DFT (Diskrétní Fourierova transformace). Tento algoritmus byl použit, protože významně redukuje počet operací pro provedení diskretní Fourierovy transformace. DFT vyžaduje řádové množství operací, které je dáno vztahem (4.14), kde N označuje počet bodů pro které se transformace počítá. Po dosažení délky použitého segmentu vyjde výsledný počet operací

$$N^2 = 2048^2 = 4\,194\,304. \quad (4.14)$$

Algoritmus FFT využívá kaskádního řazení DFT o menším počtu vstupních vzorků. [28] Počet operací se tímto přístupem snižuje na závislost $N \ln N$ a po dosažení délky použitého segmentu vyjde počet operací o 2 řády nižší než u DFT, viz vztah (4.15).

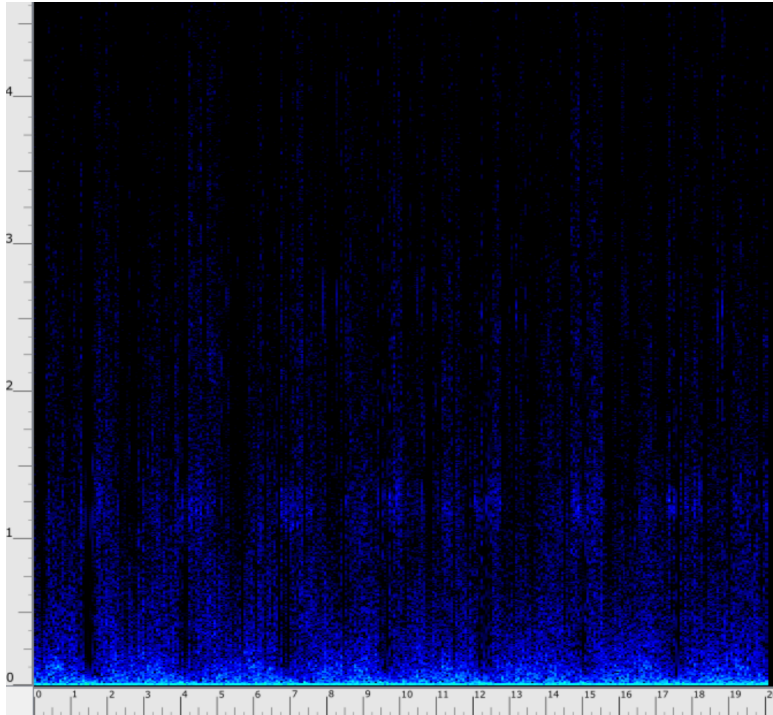
$$N \log N = 2048 \cdot \ln(2048) \doteq 15615. \quad (4.15)$$

DFT je výpočetní nástroj, pomocí kterého je možné získat spektrální složení diskretního signálu konečné délky N . Výstupem je spektrum stejné délky jako vstupní signál. To je vypočítáno pomocí vztahu

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}, k = 0, \dots, N-1. \quad (4.16)$$

Výstupní hodnoty X_k jsou komplexní čísla, které obsahují informaci o amplitudě a fázi spektrálních čar. Pro získání amplitudového spektra je nutné vypočítat jejich absolutní hodnotu $|X_k|$. Spektrum, které tímto postupem

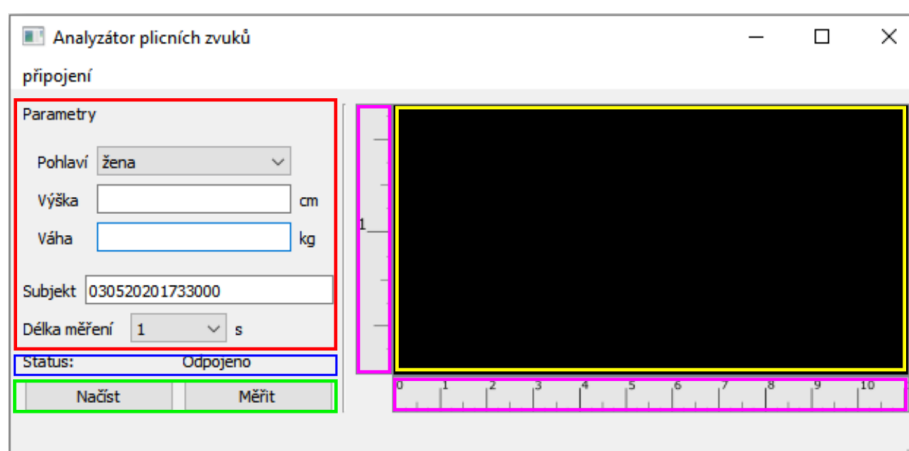
získáme, je rozdělena na kladnou a zápornou polovinu. Tyto poloviny se zrcadlí okolo spektrální čáry $k = 1024$, která představuje polovinu vzorkovací frekvence. Pro zobrazení spektrálního složení signálu se používá pouze kladná část výstupního spektra, protože záporná část je pouze zrcadlově otočena a neobsahuje žádné užitečné informace. (Toto platí pouze pro reálný signál.) Pro zachování stejné celkové energie signálu je nutné spektrální čáry vynásobit dvěma (kromě vzorků 0 a 1024). Pro sestavování spektrogramu jsou tedy nakonec použity periodogramy dlouhé 1024 čar.



Obrázek 4.21: Výstupní spektrogram prototypu analyzátoru

Posledním krokem v analýze naměřeného signálu je zlogaritmování měřítka spektrálních čar a sestavení výstupního spektrogramu. Pro detekci specifických šelestů v signálu není nutné znát jejich přesnou amplitudu, a proto je provedeno zlogaritmování spektrálních čar bez dělení referenční hodnotou. Přesné amplitudové měřítko by ani nemohlo být vypočítáno, protože měřicí mikrofon není zkalibrován a není známa jeho reálná citlivost. Výstupní spektrogram analyzátoru je na obrázku [4.21](#). Vodorovná osa je časová a svislá frekvenční. Zobrazené pásmo signálu zde není omezeno na 100 – 3200 Hz, ale je zobrazeno od stejnosměrné složky až do poloviny vzorkovací frekvence 0 – 8064 Hz. Frekvenční omezení spektrogramu nebylo v prototypu implementováno, ale funkci analyzátoru to nijak neomezuje. Amplituda periodogramů je namapována na barevnou reprezentaci. Černá barva je připsána hodnotě, kterou má šum na pozadí signálu, aby byly tvary šelestů ve spektrogramu dobře zřetelné. Amplitudu spektrálních čar reprezentují odstíny modré barvy, čím je barva světlejší, tím představuje signál s větší amplitudou.

4.2.5 Uživatelské rozhraní



Obrázek 4.22: Uživatelské rozhraní analyzátoru

Pro ovládání analyzátoru je nutné navrhnout také uživatelské rozhraní programu, který běží na PC. Ukázka rozhraní, které bylo použito při realizaci prototypu, je na obrázku 4.22. Návrh byl proveden vymezením ploch pro jednotlivé ovládací prvky a zobrazovací plochy. Tyto sekce jsou vyznačeny barevnými obdélníky a mají následující funkce:

- Sekce vyznačená červeným obdélníkem slouží pro nastavení parametrů měření. Obsahuje základní informace o měřeném jedinci, identifikační číslo a pole pro nastavení délky měření. Maximální délka měření je omezena na 30ti sekundový interval, ale analyzátor podporuje i časově neomezené měření. Tato možnost byla při realizaci odstraněna ze seznamu, protože funkce pro ukončení časově neomezeného měření není v tuto chvíli implementována.
- Modrý obdélník obsahuje indikaci stavu analyzátoru. Pokud je analyzátor odpojen, umožňuje program pouze zobrazení již naměřených výsledků. Po připojení počítače do WiFi sítě analyzátoru dojde k jeho automatickému připojení. Program také umožňuje připojení přes sériový port. Tato možnost byla využívána pro debugování programu. Pro měření není vhodná, protože vyžaduje použití vysokého baudratu, a v přenosu dat mohou vznikat chyby.
- Zelený obdélník obsahuje tlačítka pro spuštění měření a načtení naměřených výsledků.
- Žlutě ohraničený černý obdélník je vyhrazen pro zobrazení výsledného spektrogramu měření. Zabírá největší část obrazovky, aby bylo možné co nejjemnější zobrazení spektra.
- Fialově označené úzké obdélníky jsou popisy os spektrogramu. Vodorovná osa je časová a její jednotky jsou sekundy. Svislá osa je určena pro popis frekvencí. Stupnice je vyznačena v jednotkách kHz.

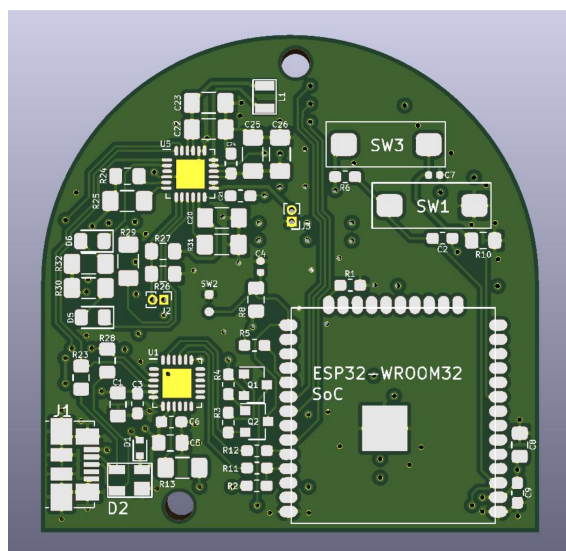
Kapitola 5

Realizace

V této kapitole jsou popsány konkrétní postupy, které byly použity pro sestavení prototypu a implementaci softwaru. Všechny podklady k realizaci jsou k dispozici ve formě obrázků či příloh.

5.1 DPS

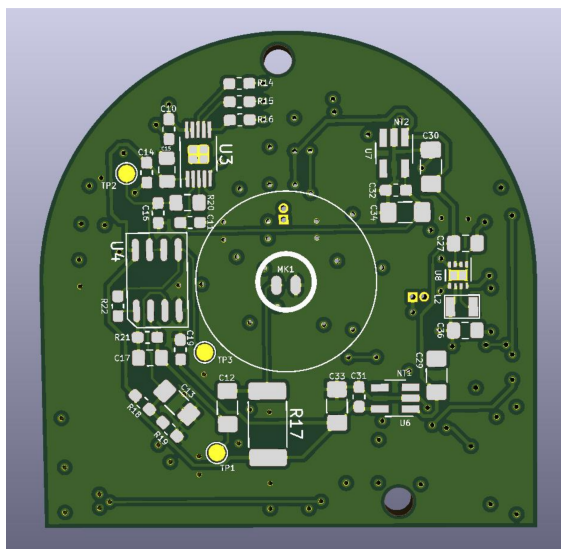
Pro prototyp analyzátoru byla použita čtyřvrstvá DPS, kvůli snaze dosáhnout co nejmenších rozměrů. Vnitřní vrstvy slouží jako plochy pro digitální napájení a zem. Na svrchní vrstvě je umístěn modul ESP-32 a všechny součástky, které také pracují s digitálními signály. Na spodní vrstvě jsou umístěny zdroje napájení a součástky pracující s analogovým signálem. Toto rozdělení bylo zvoleno pro omezení rušení analogového signálu. Atypický prodloužený „polokruhový“ tvar byl zvolen kvůli oválné konstrukci analyzátoru. Náhled na spodní a svrchní vrstvu DPS, na kterých jsou všechny signálové propoje, je na obrázcích [5.1](#) a [5.2](#). Celé schéma zařízení, podle kterého byla deska



Obrázek 5.1: Pohled na svrchní vrstvu DPS

plošných spojů navržena, je uvedeno na přiloženém CD, kde jsou také umístěna

kompletní výrobní data desky plošných spojů.



Obrázek 5.2: Pohled spodní vrstvy DPS

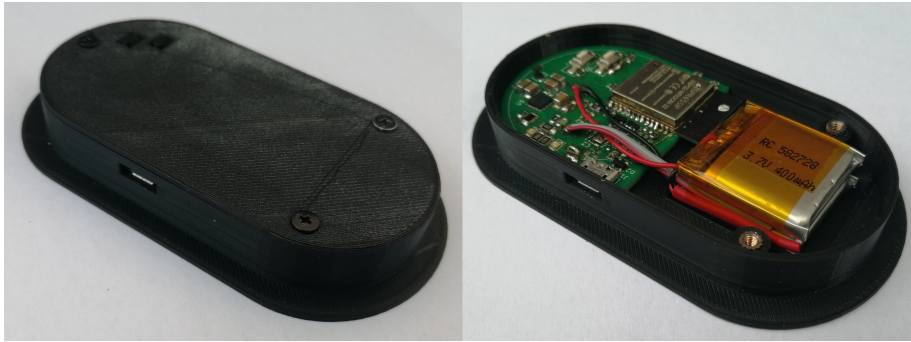
5.2 Konstrukce

Protože byla snaha o konstrukci co nejmenších rozměrů, byl mikrofon umístěn přímo na desku plošných spojů. Otvor mikrofonu je umístěn do vrcholu kónického coupleru. V pravé polovině oválné konstrukce je místo pro uložení baterie. Konstrukce je znázorněna na zjednodušeném podélném řezu, viz obrázek 5.3. Přesná dokumentace v podobě 3D modelu je umístěna na příloženém CD. Konstrukce má při pohledu shora oválný tvar, který byl



Obrázek 5.3: Podélný řez konstrukcí analyzátoru

zvolen kvůli snadnému přichycení. Lidská pokožka představuje vypouklý a elastický povrch, ke kterému se nejlépe přichycují přístroje kruhového tvaru (např. elektrody EKG, fonendoskop atd.). Protože bylo nutné do konstrukce zahrnout umístění baterie, byl jako kompromis zvolen tento oválný tvar. Celý zkonstruovaný prototyp analyzátoru je na obrázku 5.4 na levé straně. Na pravé straně je fotografie otevřeného analyzátoru. Konstrukce byla navržena pomocí online prostředí tinkerCad. Jedná se o velmi zjednodušenou verzi cadového prostředí, která je ale pro prototypování jednoduchých konstrukcí plně dostačující. Navržené modely byly vyrobeny pomocí 3D tisku na tiskárně Creality Ender 3.



Obrázek 5.4: Výsledná konstrukce analyzátoru

■ 5.3 Software

■ 5.3.1 ESP-32

Program běžící na ESP-32 byl vytvořen ve vývojovém prostředí Arduino IDE. Do tohoto vývojového prostředí lze nahrát podporu pro ESP-32 pomocí následujícího *.json* souboru od espressif systems:

`https://dl.espressif.com/dl/package_esp32_index.json`

Naprogramování bylo provedeno přes sériovou linku UART pomocí externího převodníku z USB. Kompletní kód je uveden na příloženém CD.

■ 5.3.2 PC

Jako framework pro program, který zajišťuje analýzu v PC, bylo použito Qt. Jedná se o open source software, který má velmi širokou bázi knihoven. Zásadní pro volbu tohoto frameworku byla knihovna pro TCP komunikaci a také možnost jednoduchého vytváření GUI bez nutnosti používání stylizovacích jazyků jako například CSS. Jako programovací jazyk bylo použito C++. Celý zdrojový kód a finální verze programu jsou dostupné na příloženém CD. Příložená verze programu (LungAnalyser) obsahuje 4 uložená měření, která byla provedena pro ověření funkce analyzátoru.

FFT je v rámci programu na PC realizována pomocí knihovny FFTW3, jejíž implementaci využívá například také matlab. Pro sestavení výstupních spektrogramů (obrázek 6.1) byl navržen vlastní algoritmus, jehož postup zde není uveden. Jde o konkrétní řešení, které se příliš netýká této práce. Je možné si ho detailně prohlédnout v příloženém kódu na CD (soubor *spectrogram.cpp*).

■ 5.4 Problémy při realizaci

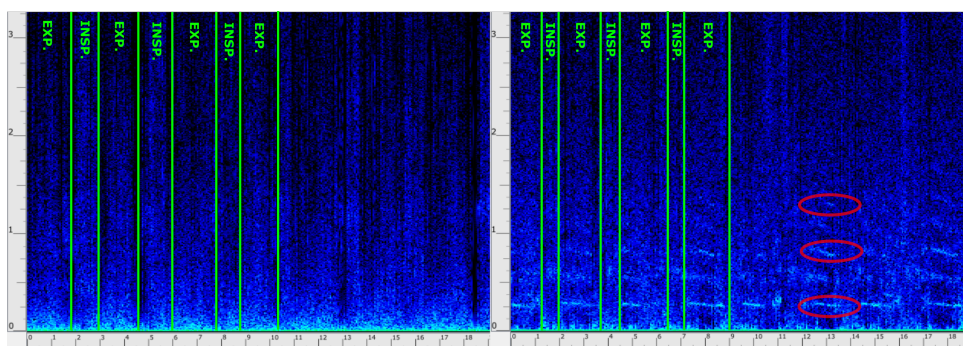
Při ožívování analyzátoru bylo zjištěno, že při návrhu desky DPS vznikla chyba v číslování pinů USB-UART převodníku CP2102. Číslování vývodů bylo na desce o jednu pozici posunuto a součástku tak nebylo možné na desku

umístit bez jejího poškození. Tato chyba je již opravena ve výsledném návrhu DPS, jehož náhled je na obrázcích 5.1, 5.2 a na přiloženém CD. Bohužel deska byla, ve chvíli kdy se na chybu přišlo, již vyrobena. Měření pro kontrolu funkce analyzátoru bylo nakonec možné provést i s takto chybnou deskou. Mikrokontroler byl naprogramován pomocí externího USB-UART převodníku a až následně zapájen na desku analyzátoru. Převodník CP2102 byl na desku umístěn pouze pro naprogramování mikrokontroleru a debugování programu. Jeho absence se tak do měření analyzátozem nijak neprojevuje.

Kapitola 6

Ověření funkce analyzátoru

Protože v době, kdy tato práce vznikala, probíhala v České republice pandemie nemoci Covid-19, bylo ověření funkce analyzátoru značně zkomplikováno. Alergologické ambulance v ČR přestaly v březnu 2020 provádět vyšetření pro diagnózu astmatu, a proto nebylo možné provést ověření funkce na větším počtu pacientů. Porovnání dosažených výsledků s jinými detekčními metodami v praxi bylo nakonec provedeno pouze v omezené míře. Prvotním záměrem bylo porovnání výsledků analýzy s výsledky spirometrického vyšetření. Při tomto vyšetření ovšem dýchá pacient přes přístroj a potenciálně zde vzniká riziko přenosu nákazy. Spirometry vždy disponují vstupními filtry vydechovaného vzduchu, ale bohužel se nepodařilo od výrobce zjistit efektivitu filtrace virových částic SARS-CoV-2. Tyto údaje se ale podařilo získat od výrobce filtrů používaných v přístrojích pro měření FeNO. Zde výrobce uvádí efektivitu 95% pro virové částice s poloměrem 23 nm. Pro srovnání průměr viru SARS-CoV-2 je 125 nm. Výrobce dále uvádí, že je možné rozumně uvažovat, že jím dodávané filtry jsou efektivní pro filtraci virů SARS-CoV-2, proto bylo možné výsledky analýzy porovnat s měřením FeNO.



Obrázek 6.1: Porovnání výsledků analýzy

Analýza a kontrolní měření bylo provedeno u 2 jedinců, kteří k němu poskytli písemný souhlas. Na obrázku 6.1 jsou vedle sebe umístěny spektrogramy obou měření. Výstupem analyzátoru je samotný spektrogram, zeleně vyznačené časové úseky, pro inspirační a expirační fáze dýchání, jsou do obrázku přidány pouze pro lepší orientaci čtenáře. Spektrogram na levé straně je výsledkem analýzy plicních zvuků naměřených na jedinci, který astmatem netrpí. Je

Kapitola 7

Závěr

Podle zadání této bakalářské práce jsem měl v teoretické části prostudovat principy detekce astmatu. V rámci této části práce jsem se věnoval metodám detekce, které jsou v praxi nejvíce využívány. Následuje přehled typů akustických senzorů, které by mohli být vhodné pro detekci zvukových šelestů. Jako nejlepší volba senzoru pro detekci šelestů ve zvukových projevech plic se ukázal kondenzátorový mikrofon.

Jako princip diagnózy pro analyzátor jsem zvolil právě detekci specifických šelestů (pískotů, vrzotů atd.). Analyzátor, který jsem navrhl, se dá rozdělit na dvě hlavní části: První je samostatná část, pomocí které je získán a navzorkován zvukový signál z lidského těla. Druhou část tvoří program na PC, který provádí spektrální analýzu naměřeného signálu, jejímž výstupem je spektrogram. Tento přístup se ukázal jako vhodný pro jeho jednoduchost a relativně nízké náklady na konstrukci prototypu. V budoucnu by šlo analýzu zdokonalit současným měřením na více místech a pokusit se tak o lokalizaci epicentra měřených šelestů.

Ověření funkce zařízení proběhlo pomocí měření plicních zvuků na dvou jedincích, z nichž jeden trpěl astmatickým zánětem. V naměřeném zvuku, u jedince trpícího astmatem, se podařilo detekovat polyfonní šelesty a funkčnost zařízení jsem tak ověřil.

Porovnání dosažených výsledků s jinými detekčními metodami jsem provedl vzhledem k probíhající pandemii nemoci Covid-19 pouze v omezeném rozsahu. Při ověřování funkčnosti bylo provedeno současně měření FeNO, jehož naměřené hodnoty souhlasily s detekcí šelestů.



Literatura

- [1] TEŘL, Milan. Doporučený postup diagnostiky a léčby bronchiálního astmatu. Semily: Geum, 2015. ISBN 978-80-87969-08-3.
- [2] SALAJKA, František, Viktor KAŠÁK a Stanislav KONŠTACKÝ. Astma bronchiale: doporučený postup pro diagnostiku a léčbu astma bronchiale. Praha: Společnost všeobecného lékařství ČLS JEP, c2012. Doporučené postupy pro všeobecné praktické lékaře. ISBN 978-80-86998-59-6.
- [3] BATEMAN, E. D., S. S. HURD, P. J. BARNES, et al. Global strategy for asthma management and prevention: GINA executive summary. *European Respiratory Journal* [online]. 2008, 31(1), 143-178 [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.1183/09031936.00138707. ISSN 0903-1936. Dostupné z: erj.ersjournals.com/cgi/doi/10.1183/09031936.00138707
- [4] TEŘL, Milan. Astma bronchiale, novinky v diagnostice a léčbě [online]. , 3 [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.internimedicina.cz/pdfs/int/2007/04/09.pdf
- [5] ENSEKI, Mayumi, Mariko NUKAGA, Hiromi TADAKI, Hideyuki TABATA, Kota HIRAI, Masahiko KATO a Hiroyuki MOCHIZUKI. A breath sound analysis in children with cough variant asthma. *Allergology International* [online]. 2019, 68(1), 33-38 [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.1016/j.alit.2018.05.003. ISSN 13238930. Dostupné z: linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1323893018300595
- [6] GARCÍA-RÍO, Francisco, Myriam CALLE, Felip BURGOS, et al. Spirometry. *Archivos de Bronconeumología (English Edition)* [online]. 2013, 49(9), 388-401 [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.1016/j.arbr.2013.07.007. ISSN 15792129. Dostupné z: linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1579212913001341
- [7] WEBSTER, John G., ed. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2006 [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.1002/0471732877. ISBN 0471732877.
- [8] MANISCALCO, Mauro, Carolina VITALE, Alessandro VATRELLA, Antonio MOLINO, Andrea BIANCO a Gennaro MAZZARELLA.

- Fractional exhaled nitric oxide-measuring devices: technology update. *Medical Devices: Evidence and Research* [online]. [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.2147/MDER.S91201. ISSN 1179-1470. Dostupné z: www.dovepress.com/fractional-exhaled-nitric-oxide-measuring-devices-technology-update-peer-reviewed-article-MDER
- [9] ČÁP, Petr. Některé diagnostické aspekty astmatu dospělých. In: *Zdravotnictví a medicína* [online]. 8. 2. 2012 [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/nektere-diagnosticke-aspekty-astmatu-dospelych-463463
- [10] SHIMODA, Terufumi, Yasushi OBASE, Yukio NAGASAKA, Hiroshi NAKANO, Akiko ISHIMATSU, Reiko KISHIKAWA a Tomoaki IWANAGA. Lung sound analysis helps localize airway inflammation in patients with bronchial asthma. *Journal of Asthma and Allergy* [online]. 2017, Volume10, 99-108 [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.2147/JAA.S125938. ISSN 1178-6965. Dostupné z: www.dovepress.com/lung-sound-analysis-helps-localize-airway-inflammation-in-patients-wit-peer-reviewed-article-JAA
- [11] SKALICKY, D., F. LOPOT, V. KOUCKY, P. KUBOVY, P. POHUNEK, V. ZOUL, K. JELEN a V. DYNBYL. Respiratory sounds as a source of information in asthma diagnosis. *Lekar a technika – Clinician and Technology*. 2017, 2017(47), 3. ISSN 0301-5491.
- [12] HARUN, M., R. Y. S TEOH, M. ‘A. A. AHMAD, et al. Breathing Sounds – Determination of Extremely Low SPL. *MATEC Web of Conferences* [online]. 2018, 217 [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.1051/mateconf/201821703001. ISSN 2261-236X. Dostupné z: www.matec-conferences.org/10.1051/mateconf/201821703001
- [13] *Sensor technology handbook*. Editor Jon S. WILSON. Burlington: Elsevier, c2005. Newnes. ISBN 9780750677295.
- [14] TADASHI, Inoue, Uchida YUKI, Ishimoto KOICHI a Horimoto YASUHIRO. Study and development of low-noise MEMS acoustic sensors. In: *OMRON Global* [online]. 2019 [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.omron.com/global/en/technology/omrontechnics/vol50/012.html
- [15] EARGLE, John. *Handbook of Recording Engineering*. 4. vydání. New York: Springer-Verlag New York, 2005. ISBN 0387284702.
- [16] SELF, Douglas. *Small signal audio design*. Oxford: Focal Press, 2010. ISBN 978-0-240-52177-0.
- [17] KRAMAN, Steve S., George R. WODICKA, Yuns OH a Hans PASTERKAMP. Measurement of Respiratory Acoustic Signals. *Chest* [online]. 1995, 108(4), 1004-1008 [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.1378/chest.108.4.1004. ISSN 00123692. Dostupné z: linkhub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369215447439

- [18] Single-Supply, Electret Microphone Preamplifier Reference Design [online]. 2015 [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.ti.com/lit/ug/tidu765/tidu765.pdf
- [19] CMC-4015-25T Datasheet [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.cuidevices.com/product/resource/cmc-4015-25t.pdf
- [20] MCP33131/21/11-05 Datasheet [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/MCP33131-MCP33121-MCP33111-Family-Data-Sheet-DS20006122A.pdf
- [21] ZUMBAHLEN, Hank. Staying Well Grounded. In: AnalogDialogue [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.analog.com/en/analog-dialogue/articles/staying-well-grounded.html
- [22] Esp-wroom-32 Datasheet [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf
- [23] BQ25886 Datasheet [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/bq25886.pdf?ts=1587909424738>
- [24] TPS6217x Datasheet [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.ti.com/lit/ds/symlink/tps62172.pdf?ts=1588009973776
- [25] Esp32_core_board_v2 Schematic [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: dl.espressif.com/dl/schematics/ESP32-Core-Board-V2_sch.pdf
- [26] Arduino write() [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.arduino.cc/en/Serial.Write
- [27] Arduino-esp32 [online]. [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: github.com/espressif/arduino-esp32
- [28] GIANNAKOPOULOS, Theodoros a Aggelos PIKRAKIS. Introduction to audio analysis: a MATLAB approach. Oxford: Academic Press, 2014. ISBN 978-0-08-099388-1.
- [29] PFT Blog Observations, Opinions and Ideas about Pulmonary Function Testing [online]. Richard Johnston, 2014 [cit. 2020-05-12]. Dostupné z: www.pftforum.com/blog/pneumotach-accuracy/#more-721
- [30] Cykelkurt [online]. 2016 [cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <http://www.cykelkurt.com/musik/60-erne/mic-ENG.html>
- [31] MEMS Microphone Model Presented at ASA 166 in San Francisco [online]. 2014 [cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <https://www.comsol.com/blogs/mems-microphone-model-presented-asa-166-san-francisco/>

- [32] A theory for stethoscope acoustics. In: Semantic Scholar [online]. 2019 [cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/A-theory-for-stethoscope-acoustics-NUSSBAUMER-TROYAS-MARTINEZ/ffe82712a023caf346e894524c72f67c9fb624bf>
- [33] TABATA, Hideyuki, Mayumi ENSEKI, Mariko NUKAGA, Kota HIRAI, Shinichi MATSUDA, Hiroyuki FURUYA, Masahiko KATO a Hiroyuki MOCHIZUKI. Changes in the breath sound spectrum during methacholine inhalation in children with asthma. *Respirology* [online]. 2018, 23(2), 168-175 [cit. 2020-05-17]. DOI: 10.1111/resp.13177. ISSN 13237799. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/resp.13177>
- [34] TAKING CONTROL OF ASTHMA: CHAPTER 1 [online]. 2010 [cit. 2020-05-18]. Dostupné z: asthma.partners.org/NewFiles/HMSTakingControlOfAsthmaChapter1.html
- [35] Hann function [online]. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Hann_function
- [36] TPS709 [online]. [cit. 2020-05-21]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps709.pdf?&ts=1590092114580>
- [37] ESP32 [online]. [cit. 2020-05-21]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/ESP32>

Příloha A

Použité přístroje a software

A.1 Přístroje

- Creality Ender 3 - 3D tiskárna
- Retlux rdm3001 - digitální multimetr
- Rigol DS1052E - osciloskop
- HypAir FeNO+ (Medisoft) - přístroj pro měření FeNO

A.2 Software

- Qt Creator - vývojové prostředí pro Qt framework
- Arduin IDE - vývojové prostředí pro programování ESP-32
- TINA - SPICE simulátor
- Inkscape - grafický editor
- KiCad - nástroj pro návrh schématu a plošných spojů
- Overleaf - online LaTeX editor
- Tinkercad - 3D modelovací nástroj



Příloha B

Celkové náklady na výrobu prototypu



Příloha C

Elektronické přílohy na CD

- Zdrojové kódy analyzačního programu
- Zdrojový kód programu ESP-32
- Kompletní schéma
- Výrobní data DPS
- Analyzační program s uloženými měřeními
- Model použité konstrukce