

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



# 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

## DETEKCE SPÁNKOVÉ APNOE U DOSPĚLÝCH PACIENTŮ

DETECTION OF SLEEP APNEA IN ADULTS

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vojtěch Vrana

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jiří Sekora

BRNO 2019

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Vojtěch Vrana

**ID:** 192838

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2018/19

## NÁZEV TÉMATU:

### Detekce spánkové apnoe u dospělých pacientů

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Studujte možnosti detekce spánkové apnoe u dospělých pacientů. Zaměřte se na metody snímání zvuku a pohybu hrudníku a břicha při dýchání. 2) Navrhněte vhodné senzory pro snímání zvuku a pohybu hrudníku a břicha pro měření apnoe. 3) Navrhněte algoritmus pro zpracování těchto veličin s ohledem na budoucí zpracování mikrokontrolérem v rámci realizace samostatného detekčního zařízení. 4) Realizujte zařízení a sestavte řídicí program pro mikrokontrolér. Detektor bude umožňovat v zadané době měření automatické měření počtu událostí podezření na apnoe. 5) Otestujte sestavený detektor a jeho funkci ověřte na pracovišti FN Brno.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] NEVŠÍMALOVÁ, Soňa a Karel ŠONKA. Poruchy spánku a bdění. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2007. ISBN 9788072625000.

[2] TKÁČOVÁ, Ružena. Spánkové apnoe a ochorenia kardiovaskulárneho systému. 1. vyd. Praha: Galen, 2006. ISBN 978-807-2624-126.

**Termín zadání:** 4.2.2019

**Termín odevzdání:** 24.5.2019

**Vedoucí práce:** Ing. Jiří Sekora

**Konzultant:**

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

#### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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**

Cílem této práce je konstrukce zařízení detekující apnoické dýchací pauzy během spánku. Nejčastější příčinou apnoických pauz je obstrukce dýchacích cest, např. kolapsem dýchacích cest. Apnoe vede k zhoršení kvality spánku a zvyšuje riziko kardiovaskulárních onemocnění. Kontrolér je konstruován na vývojové desce Arduino Uno. Celá měřicí aparatura se skládá za dvou obvodů pro měření vnějších projevů pohybu dýchacích svalů a mikrofonu, na měření přítomnosti proudu vzduchu.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Kontrolér spánkové apnoe, spánková apnoe, spánek, Arduino

## **ABSTRACT**

The goal of this work is to construct a device detecting apneic respiration pauses during sleep. The most common cause of apnea pauses is obstruction of the airways, eg, airway collapse. Apnea leads to a deterioration in the quality of sleep and increases the risk of cardiovascular disease. The controller is designed on the Arduino Uno development board. The whole measuring device consists of two circuits for measuring the external manifestations of movement of respiratory muscles and a microphone for measuring the presence of air flow.

## **KEYWORDS**

Sleep Apnea Controller, Sleep Apnea, Sleep, Arduino

## Prohlášení

”Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma detekce spánkové apnoe u dospělých pacientů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních 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 24. května 2019

.....

Vojtěch Vrana

## Poděkování

Děkuji svému vedoucímu práce Ing. Jiřímu Sekorovi, za odborné vedení práce, Jiřímu Vitoušovi, za odbornou a mentální podporu, spánkové laboratoři FNUSA-ICRC, za propůjčené pomůcky a možnost měřit na jejich pracovišti, a PharmDr. MVDr. Vilmě Vranové PhD., za odbornou a mentální podporu.

V Brně, dne 24. května 2019

.....  
Vojtěch Vrana

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>4</b>
<b>1 Fyziologie a patologie spánku</b>	<b>5</b>
1.1 Spánek . . . . .	5
1.2 Poruchy spánku . . . . .	5
1.2.1 Syndrom spánkové apnoe (SAS) . . . . .	6
1.2.2 Měření spánkové apnoe . . . . .	7
<b>2 Návrh zařízení</b>	<b>10</b>
2.1 Blokové schéma . . . . .	10
2.2 Senzory pro měření pohybu hrudi a břicha . . . . .	10
2.3 Senzory pro měření proudu vzduchu . . . . .	11
2.4 Obvodové řešení . . . . .	12
2.4.1 Napájení . . . . .	12
2.4.2 Obvod RIP pásů . . . . .	13
2.4.3 Obvod mikrofону . . . . .	14
2.4.4 Řídící jednotka . . . . .	16
2.5 Program řídicí jednotky . . . . .	17
2.5.1 Vývojový diagram . . . . .	17
2.5.2 Vyhodnocení dat . . . . .	18
2.5.3 Komunikace s SD . . . . .	18
<b>3 Ověření návrhu</b>	<b>20</b>
3.1 Výroba zařízení . . . . .	20
3.1.1 Výroba držáků RIP pásů . . . . .	20
3.1.2 Výroba desek plošných spojů . . . . .	21
3.2 Výsledky . . . . .	21
3.2.1 Testování desek . . . . .	21
3.2.2 Měření v nemocnici . . . . .	23
3.2.3 Diskuze výsledků . . . . .	23
<b>Závěr</b>	<b>26</b>
<b>Vysvětlivky a zkratky</b>	<b>28</b>
<b>Literatura</b>	<b>29</b>
<b>Seznam příloh</b>	<b>I</b>
<b>A Návrh zařízení</b>	<b>II</b>
<b>B Ověření návrhu</b>	<b>II</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Schematické znázornění zevních i vnitřních vlivů, stresové reakce a možných zdravotních důsledků [17] . . . . .	7
1.2	Ukázkový záznam PSG [18] . . . . .	8
1.3	HSAT zařízení od firmy Natus [16] . . . . .	9
2.1	Návrh zařízení . . . . .	10
2.2	Indukční měřicí pás [23] . . . . .	11
2.3	Schéma obvodu pro generování vysokofrekvenčního napětí . . . . .	13
2.4	Schéma obvodu pro měření změny obvodu hrudníku . . . . .	14
2.5	Schéma obvodu mikrofonu . . . . .	15
2.6	Schéma obvodu pro zpracování signálu z mikrofonu . . . . .	16
2.7	Vývojový diagram programu . . . . .	17
3.1	Návrh držáků RIP pásů . . . . .	20
3.2	Schéma elektrického propojení modulů a desek . . . . .	22
3.3	Graf závislosti napětí na čase měření prvního figuranta s vyznačenými apnoickými pauzami . . . . .	24
3.4	Graf závislosti napětí na čase měření druhého figuranta s vyznačenými apnoickými pauzami . . . . .	25
A.1	Návrh zařízení . . . . .	II
A.2	Vývojový diagram programu . . . . .	II
B.1	Schéma elektrického propojení modulů a desek . . . . .	II
B.2	Rozložení součástek na desce zpracování signálu, 64,84x87,58 mm . . . . .	III
B.3	Návrh vrchní vrstvy spojů DPS zpracování signálů . . . . .	III
B.4	Návrh spodní vrstvy spojů DPS zpracování signálů . . . . .	IV
B.5	Rozložení součástek na desce mikrofonu, 12,69x14,40 mm . . . . .	IV
B.6	Návrh vrstvy spojů DPS mikrofon (top) . . . . .	V
B.7	Rozložení součástek na desce napájení, 25,64x25,58 mm . . . . .	V
B.8	Návrh vrstvy spojů DPS napájení (bottom) . . . . .	VI



## ÚVOD

Problematika poruch spánku nabývá čím dál větší důležitosti. Společným znakem většiny spánkových poruch je časté probouzení, tedy fragmentace struktury spánku. Fragmentace struktury spánku snižuje efektivitu spánku a je rizikovým faktorem vzniku metabolického syndromu, tj. komplexu obezity, hypertenze, diabetu mellitu druhého typu a hypercholesterolemie. Dalším důsledkem je zvýšené riziko infarktů, cévních mozkových příhod a dalších komplikací. Jednou z nejčastějších spánkových poruch je syndrom spánkové apnoe (Sleep Apnoe Syndrom - SAS). Pacienti trpící syndromem spánkové apnoe se v noci velmi krátce budí, aniž by si to pamatovali. Nedostává se jim hlubokého spánku a ráno jsou unavení a trpí spavostí, která může v určitých zaměstnáních působit až smrtelné nehody. Dle výzkumu jí trpí v USA téměř dvacet procent mužů a devět procent žen. V Evropě jsou tato čísla nižší z důvodu méně časté obezity. Incidence SAS se pojí s věkem, obezitou, kardiovaskulárními a s neurologickými chorobami.

V ambulantním prostředí se SAS testuje polysomnografií (dále PSG)[8]. Dle American Academy of Sleep Medicine (AASM) je PSG jediné vyšetření, na jehož základě lze diagnostikovat SAS. Měření PSG obsahuje: EEG, oxymetrii, EKG, EOG, EMG na nohách, snímání proudění vzduchu, snímání dýchacích pohybů a snímání zvuku. Pro měření mimo nemocnici se používají přenosná zařízení, která měří pouze některé parametry. Minimální senzory na domácích kontrolérech spánkové apnoe (dále jen HSAT - Home Sleep Apnoe Tester) jsou dle AASM: oxymetr, senzor proudu/tlaku vzduchu, senzory dýchacích pohybů. Často bývají přidány ještě měřiče EKG a snímač zvuku.

Cílem této práce je návrh a konstrukce detektoru spánkových apnoí s hardwarovým zpracováním signálu. Pro interpretaci dat je v práci použita jednoduchá řídicí deska Arduino. Mikrokontrolér z měřených dat vyhodnocuje, zda-li dochází k apnoickým pauzám dýchání. Detektor sám by měl být levnou variantou pro odhalení podezření na SAS. Samotný nemůže zastoupit celou polysomnografii prováděnou odborným personálem spánkových laboratoří. Detektor může mít velké užití v domovech důchodců, nebo třeba v oblastech vzdálených od velkých měst s nemocnicemi se spánkovými laboratořemi, kde by praktický lékař takto mohl podložit své podezření na SAS.

Práce je vypracována za spolupráce se spánkovým centrem Mezinárodního centra klinického výzkumu Fakultní nemocnice U Svaté Anny v Brně (International clinical research center, FNUSA-ICRC).

# 1 FYZIOLOGIE A PATOLOGIE SPÁNKU

## 1.1 Spánek

Spánek je fyziologické nevědomí sloužící k regeneraci organismu. Fyziologický spánek se vyznačuje oscilací mezi REM (Rapid Eye Movement) a NREM (nonREM) periodami, které trvají 80–120 minut. Přibližně 80 % celkové doby spánku tvoří NREM fáze. Rozeznáváme 4 stadia NREM spánku. První stádium je pomezí mezi vědomím a spánkem, somnolence. Pacient v tomto stavu stále vnímá a reaguje na zvukové podněty, např. otevřením očí. Pomocí elektroencefalografu (dále EEG) můžeme pozorovat přechod alfa vln na theta vlny. Během druhé fáze již pacient nevnímá. V EEG signálu jsou theta vlny narušovány nepravidelnými delta (K-komplexy) následované vlnami o proměnlivé amplitudě (spánková vřetena). Ve třetí fázi přejde většina K-komplexů na pravidelné delta vlny, které tvoří 20 až 50 % signálu. V signálu také ubývá spánkových vřeten. Když delta vlny tvoří více než 50 % signálu hovoříme již o čtvrté fázi spánku. V této fázi se již obvykle nevyskytují jiné než delta vlny. Během noci se stává NREM spánek mělký, po 2. NREM fázi obvykle zůstává jen málo pomalých vln delta, typických pro nejhlubší spánková stadia. Během REM fáze je snížený tonus svalů (včetně antigravitačních) a zvyšuje se mozková aktivita (přesněji zrychluje, přechod z theta/delta vln na beta/alfa vlny). REM fázi lze nazvat paradoxní, dochází v ní k ochabnutí svalstva, náhodným pohybům, změně krevního tlaku aj. Okohybné svaly se cyklicky stahují a uvolňují, což dalo jméno tomuto typu spánku. Zvýšená mozková aktivita ale neznačí zvýšené vnímání. Pacient nevnímá okolí a nereaguje na slovní výzvy, i zde se jedná o hluboký spánek. REM spánek nabývá během noci na intenzitě a jeho fáze se postupně prodlužují. Po 4 až 5 REM periodách obvykle dojde k probuzení. Při narušení spánkové architektury dochází k narušení psychických funkcí osoby. Redukce delta vln a vzestup REM složky na EEG vede k poruchám s převahou budivé aktivity. S úbytkem delta spánku souvisí subjektivní pocit spánkových změn bez objektivního podkladu (mylný pocit, že pacient nemůže usnout a falešný pocit kratšího trvání spánku). S redukcí REM latence zase koreluje výrazná změna nálady, nechutenství a terminální insomnie (předčasné probouzení s neschopností znovu usnout). Na druhé straně, s nadměrným vzestupem REM aktivity korelují zažívací potíže, xerostomie, nesoustředěnost, nespavost a zvýšená sebevražednost. [12] [13] [25]

## 1.2 Poruchy spánku

Společným znakem většiny spánkových poruch jsou časté probouzení reakce, které vedou k vyplavování stresových hormonů (zejména kortizolu) a k urychlení aterosklerotických změn. Důsledkem je zvýšené riziko infarktů, cévních mozkových příhod a dalších komplikací. Fragmentace spánku, provázená častou změnou spánkových stadií, bdělostí a sníženou efektivitou spánku, je rizikovým faktorem vzniku metabolického syndromu, diabetu

mellitu druhého typu a dysbalance neuroendokrinního i imunitního systému. [17]

### 1.2.1 Syndrom spánkové apnoe (SAS)

Syndrom spánkové apnoe (dále jen SAS) je nejčastější poruchou dýchání ve spánku. K nejvýraznějším následkům tohoto onemocnění patří neurokognitivní a cerebrovaskulární komplikace. Spánková apnoe je definována jako výskyt zástav dechu ve spánku (apnoických nebo hypopnoických pauz), které trvají nejméně 10 sekund a opakuji se více než 5krát za hodinu spánku. Rozdíl mezi apnoickou a hypopnoickou pauzou je, že u apnoické dochází k celkovému přerušeni plicního dýchání. U hypopnoické dochází pouze k omezení. [9] [25]

V důsledku dlouhodobě porušené spánkové architektury vzniká chronická spánková deprivace. Četné případy apnoe či hypopnoe vyvolávají opakované stavy hypoxemie na které reaguje hipokampus. Následkem dlouhodobé, nebo opakované hypoxie, dochází k apoptóze (buněčné smrti) buněčných elementů, zmenšení jeho objemu a následně kognitivnímu deficitu. Častými důsledky SAS jsou také deprese, poruchy koncentrace a pozornosti, spolu s nadměrnou denní spavostí. Lidé trpící SAS jsou proto častěji původci nehod. Nejzávažnějším důsledkem chronického SAS je postižení kardiovaskulárního systému. Pokles saturace krve  $O_2$  a četnost apnoických pauz jsou faktory, které určují zvýšení systolického i diastolického tlaku. Rizikovým faktorem hypertenzní choroby je i habituální chrápání. Prokázána je i souvislost mezi SAS a okluzí velkých cév s následným rizikem cévních mozkových příhod. Onemocnění výrazně ovlivňuje kvalitu života. U mužů k dyskomfortu přispívají i poruchy potence, stížnosti partnerek na chrápání a vlastní sekundárně navozené poruchy spánku, popisována je i vyšší rozvodovost. [17]

Konzervativní léčba spočívá v redukci nadváhy, změně polohy ve spánku (na boku, nikoliv zádech), případně mandibulární protrakce (speciální orthodontické protézy). U těžších forem je indikována metoda trvalého přetlaku (CPAP). Pacient spí trvale s maskou, kterou je řízeným ventilátorem vháněn vzduch do horních cest dýchacích a optimální přetlak zabrání vzniku apnoických pauz. Metodou volby je užití dvouúrovňového přetlaku (BiPAP), který zajišťuje nižší přetlak při výdechu. Chirurgická léčba je indikována u dětí (adenotomie, tonsilektomie), u dospělých je metodou volby v případě zjištěných anomálií či abnormit orofaryngeální oblasti. [17]

### Obstrukční spánková apnoe (OSA)

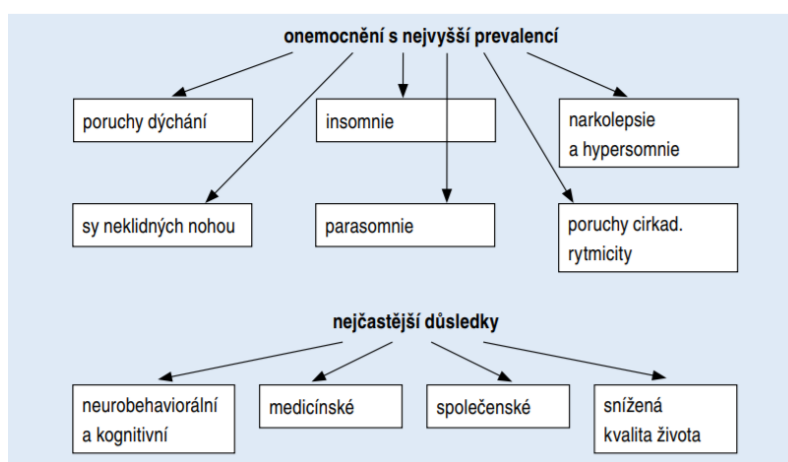
Jedná se o nejčastější poruchu dýchání ve spánku. Jde o opakující se kolaps horních dýchacích cest, ochabnutím a „přísáním“ stěn orofaryngu k sobě. Obstrukce dýchacích cest přeruší nebo omezí přívod vzduchu a poklesne saturace krve kyslíkem. V průběhu apnoe či hypopnoe klesá tepová frekvence a krevní tlak. Pokles  $pO_2$  a vzestup  $pCO_2$  aktivuje chemoreceptory v oblasti karotického sinu, oblouku aorty a v míše. Tato aktivace vede k reflexnímu zvýšení ventilace. Následně pak dochází k mikroprobuzení a zvýšení tonu

svalů horních cest dýchacích, které se otevřou. Pacient hyperventiluje, má tachykardii a dochází ke zvýšení krevního tlaku v důsledku aktivace sympatiku. Zvýšená sympatická aktivita vede k vazokonstrikci, zvýšení periferní vaskulární rezistence v systémovém i plicním řečišti. Po usnutí se celý tento cyklus opakuje. Dochází tedy k opakující se hypoxémii s fragmentací spánku a následnou výraznou denní spavostí. Tyto periody jsou doprovázeny chrápáním měnlivé intenzity (chrápání bývá někdy dlouho předstupněm OSA). [9]

## Jiné druhy spánkové apnoe

Syndrom spánkové apnoe se dělí na obstrukční, centrální (CSA) a smíšený. Apnoe je považována za obstrukční, jestliže během jejího trvání přetrvává dýchací úsilí, a za centrální, jestliže dýchací úsilí není přítomno. Apnoe se nazývá smíšenou, jestliže začíná jako centrální (bez dýchacího úsilí), ale dýchací úsilí se během jejího trvání obnoví, tedy končí jako obstrukční [9].

Centrální spánková apnoe se vyskytuje asi v 10 % a je buď centrální spánková apnoe s primární alveolární hypoventilací, nebo sekundární alveolární hypoventilace u chronických plicních, neuromuskulárních a skeletárních onemocnění. Nejčastěji k ní dochází po požití omamných látek, při neurologických onemocněních nebo následkem traumat centrální neurové soustavy (CNS).



Obr. 1.1: Schematické znázornění zevních i vnitřních vlivů, stresové reakce a možných zdravotních důsledků [17]

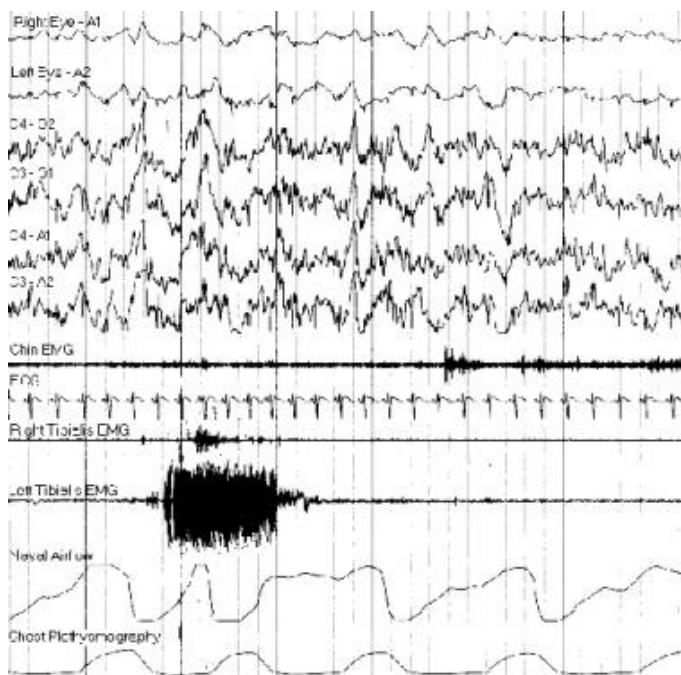
## 1.2.2 Měření spánkové apnoe

### Ambulantní měření

V ambulantním prostředí se SAS testuje polysomnografií (dále PSG). Dle AASM je PSG jediné vyšetření, na základě kterého jde rozhodnout o přítomnosti SAS. Všechny ostatní

metody měření musí být potvrzeny PSG. Polysomnografie ve volném překladu znamená víceparametrové měření ve spánku a využívá se k diagnostice většiny spánkových poruch. [8]

Měření PSG obsahuje: EEG, oxymetrii, elektrokardiografii (dále EKG), elektrookulografii (dále EOG), elektromyografii (dále EMG) na nohách, snímání proudu vzduchu, snímání dýchacích pohybů a snímání zvuku. EEG slouží k určení fáze spánku (viz 1.1). Oxymetrie vypovídá o změnách saturace krve kyslíkem, projevu dýchání. Některé příznaky apnoe se projeví také na záznamu srdeční aktivity EKG (viz 1.2.1). Na záznamu EOG jde časově lokalizovat REM fáze spánku. Také pomáhá k zpřesnění EEG signálu. EMG na nohách umožňuje diagnózu syndromu neklidných nohou, která je často spojena se zhoršenou kvalitou spánku. Proud vzduchu se snímá nejčastěji termistorem před ústy a proudničkami v nosních dírkách. Proud vzduchu sejmutý takto umístěnými senzory vypovídá o dechové aktivitě. Snímání dýchacích pohybů napomáhá určení, zda-li se jedná o CSA nebo OSA. Snímač zvuku zaznamenává přítomnost chrápání pacienta. Na obrázku 1.2 je ukázkový výstup PSG, polysomnogram. [8] [15] [24]



Obr. 1.2: Ukázkový záznam PSG [18]

### Domácí měření

Pro měření mimo nemocnici se používají přenosná zařízení, která měří některé parametry z PSG. Jak je výše uvedeno, na základě těchto měření nelze diagnostikovat SAS. Nález z měření slouží jako podklad pro PSG. Minimální senzory na HSAT jsou dle AASM: oxymetr, senzor proudu/tlaku vzduchu, senzory dýchacích pohybů. Nejčastěji bývají přidány

k minimu ještě EKG a snímač zvuku. AASM Guidelines doporučují měření pomocí HSAT při negativním nálezů opakovat, případně potvrdit pomocí PSG. Pouze měření, jehož délka kvalitního záznamu je delší nebo rovna 4 hodiny, se považuje za směrodatné. Měření HSAT se provádí přes celou noc. HSAT zařízení prodává více firem a jejich technické řešení je výrobním tajemstvím. Obecně tak lze jen shrnout obecnou strukturu. Zařízení se skládá z odnímatelných senzorů (popsány výše), samotného zařízení a zdroje napájení. Zdrojem nejčastěji bývají baterie uvnitř zařízení pro omezení množství vodičů okolo pacienta. Programové řešení je obecně akvizice signálu, zpracování signálu, uložení a vyhodnocení dat. Z toho také vyplývá nutnost vnitřního úložiště dat. Všechny HSAT zařízení mají výstup pro připojení k počítači pro stažení dat. Některé disponují Bluetooth technologií, je tak možné posílat data ze senzorů na těle do úložiště uložené mimo tělo pacienta. Umožňuje to tak pacientům volný pohyb, např. cesta na záchod, bez nutnosti za sebe sundávat zařízení. Jedna z dostupných variant HSAT je na obrázku 1.3. [7] [8] [16]

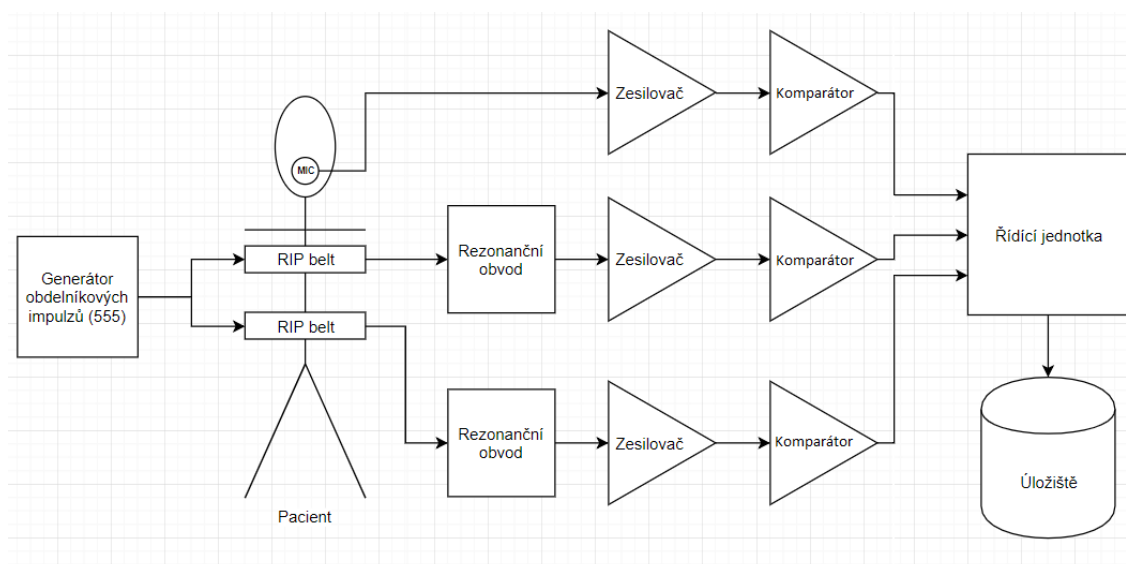


Obr. 1.3: HSAT zařízení od firmy Natus [16]

## 2 NÁVRH ZAŘÍZENÍ

### 2.1 Blokové schéma

Na obrázku 2.1 je blokové celého zařízení. Na pacientovi jsou přichyceny dva senzory pohybu hrudníku. K nim vede kmitavé napětí z generátoru obdelníkových impulzů. Pacient má pod nosem snímač zvuku. Signál ze senzorů pohybu hrudníku (RIP - respiratory inductance plethysmography) jde do zesilovače. Dalším blokem je komparátor, který slouží k prahování signálu. Výstupem tohoto bloku jsou logické hodnoty 1 a 0, které vyjadřují, zda-li tento senzor zaznamenal dechový pohyb, nebo ne. Do řídicí jednotky tak vstupují logické hodnoty, která jsou zpracovány viz 2.5. Výstup mikrofonu jde přes zesilovač do prahovacího komparátoru. Do řídicí jednotky opět vstupují logické hodnoty. Veškerá data jsou zapsána na úložiště.



Obr. 2.1: Návrh zařízení

### 2.2 Senzory pro měření pohybu hrudi a břicha

V průběhu historie se používaly různé mechanismy na měření dýchání. Pro účely této práce není nutné zjišťovat dechový objem, ale detekovat stavy, kdy pacient vůbec nedýchá. To vylučuje metody jako je spirometrie apod. Pro účely této práce jsou nejdůležitější faktory pohyb dýchacích svalů a proud vzduchu v dýchacích cestách viz 2.3.

V dnešní době se používají tři metody k určení pohybu dýchacích svalů (EMG bránice, piezoelektrický senzor, indukční senzor). Každé má své výhody a limity. V AASM Guidelines (American Academy of Sleep Medicine) se uvádí indukční senzor jako doporučená metoda. Nejméně používaný je piezoelektrický senzor. Piezo-krytal je spojen s páskem

kolem pacienta těla a na krystalu je detektor. Pacientovým dýcháním dochází k deformaci krystalu tahem a díky piezoelektrickému jevu senzor generuje napětí. Jedná se o jednoduchý senzor s velmi snadným zpracováním dat, protože napětí je přímo úměrné změně obvodu hrudníku. Nevýhodou tohoto senzoru je, že pokud si na něj pacient lehne, zkreslí se výsledky. Proto se od této metody ustupuje. [6] [8]

Další metodou je EMG bránice. Metoda je to snadná na měření, avšak velmi složitá na zpracování a interpretaci dat. Metodami zpracování signálu jsme schopni odfiltrovat některé rušivé elementy měření (hlavně EKG), ale i tak je problematická interpretace dat, protože jakýkoli pohyb pacienta vytvoří rušení. Metoda je vhodnější pro muže, protože při dýchání intenzivněji zapojují bránici. Pro své nevýhody v interpretaci není preferována dle AASM Guidelines. [6] [8]

Doporučená metoda dle AASM Guidelines je užití indukčního senzoru pohybu hrudníku. Viditelná část senzoru se skládá z elastického pásku v němž je zašit zvlněný měděný drát. Celé měřicí zařízení se různí výrobce od výrobce. Obecně se ale skládá ze zdroje vysokofrekvenčního napětí, rezonančního obvodu a monitoru výstupního napětí. Nevýhodou tohoto principu je mechanické opotřebení materiálu (např. měděné drátky se lámou). V této práci bude k měření použita tato metoda. [6] [8]



Obr. 2.2: Indukční měřicí pás [23]

### 2.3 Senzory pro měření proudu vzduchu

Dle standardů AASM se používá proudnice a termistor. Proudnice je umístěna v ústí nosních dírek. Termistor bývá zavěšen 2-3 cm před ústy. Konstrukčních řešení proudnice je více. Proud vzduchu nejčastěji roztáčí vrtulku, nebo ochlazuje termistor. Z otáčení vrtulky jde vypočítat rychlost vzduchu. Toto ovšem není nutné, protože jakýkoli pohyb vrtulky značí dech. Proud vzduchu, ať již v proudnici, nebo vydechovaný ústy, ochlazuje termistor rozehřátý na určitou, pacientovi bezpečnou, teplotu. Při změně teploty termistoru se mění jeho odpor. Tuto změnu můžeme detekovat jednoduchým napěťovým děličem.

Pro toto měření je také možné použít mikrofon, protože dýchání je i u plně zdravého člověka slyšitelné. Pro patientský komfort je vhodný co nejmenší mikrofon a pro přesnost



měření je podstatná citlivost mikrofonu. Aby byl mikrofon co nejmenší, je vhodné, aby byl napájen z řídicí jednotky a nemusel sám obsahovat baterii.

Pro účely této práce nejlépe sedí elektretový mikrofon. Je malý, může být napájený z řídicí desky a je dostatečně citlivý. Elektretový mikrofon funguje velmi podobně jako kondenzátorový mikrofon. Pružnou elektrodu kondenzátoru s konstantním elektrickým nábojem má z teflonu nebo organického skla. Když na ni narážejí zvukové vlny, mění se kapacita kondenzátoru. Změna kapacity vyvolává změnu výstupního napětí. Součástí mikrofonu je field effect tranzistor (FET), který slouží k impedančnímu oddělení samotného mikrofonu od zbytku obvodu. [8] [19]

## 2.4 Obvodové řešení

### 2.4.1 Napájení

Nepostradatelnou částí každého zařízení je zdroj energie. Pro Arduino jím bude powerbanka. Výstupní napětí powerbanky je +5 V. Maximální výstupní proud powerbanky je 2 A. Pro ostatní části zařízení budou zdrojem baterie monočlánků. Sériovým spojením 8 alkalických AA baterií (1,5 V každá) získáme až 12 V. Napětí mezi kladným pólem čtvrté baterie a kladným pólem osmé baterie je +6 V. Napětí mezi kladným pólem čtvrté baterie a záporným pólem první baterie je -6 V. Kladný pól čtvrté baterie vezmeme jako zem a póly sériově spojených baterií jako  $\pm 6$  V. Zařízení bude mít samostatnou napájecí desku, na kterou budou napojeny baterie. Z napájecí desky se bude napájet zbytek zařízení vyjma Arduina. Napájecí deska musí mít spojenou zem se zemí powerbanky.

Pro měření s RIP pásy je nutné kmitavé napětí s frekvencí blízké rezonanční frekvenci rezonančního obvodu RIP pásů. Na obrázku 2.3 je schéma obvodu generátoru střídavého napětí. Částí zajišťující tvorbu kmitavého napětí je časovač LM555N. Časovač je řízen rezistory R1, R2 a kondenzátorem C5. Pomocí těchto součástek se nastaví výstupní frekvence časovače. Výstupní frekvence se v tomto případě vypočte jako:

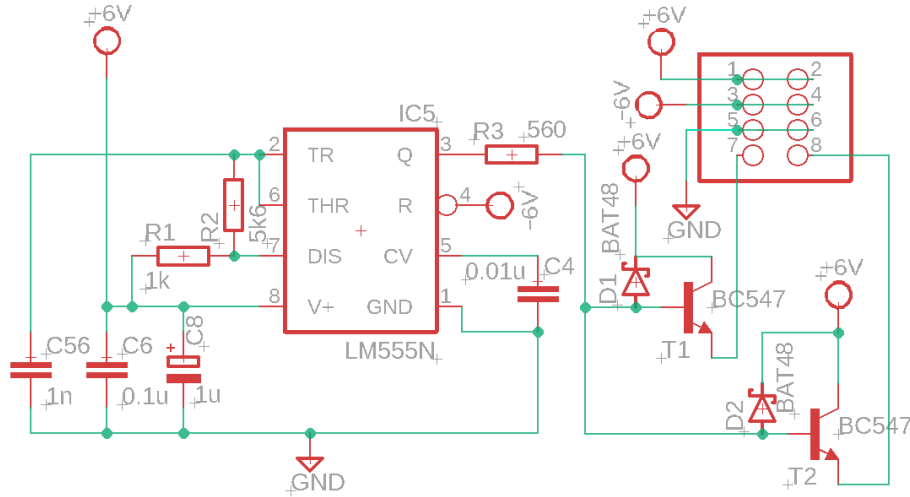
$$f = \frac{1}{\ln 2(R1 + 2R2)C5} \quad (2.1)$$

Na výstupu jsou obdélníkové pulzy s amplitudou blížící se napájecímu napětí a střídou (duty cycle, poměr délky obdelníhoho impulsu v horní části cyklu ku periodě cyklu) v tomto případě vypočtenou jako:

$$duty\ cycle = \frac{\ln 2(R1 + R2)C5}{\ln 2(R1 + 2R2)C5} = \frac{R1 + R2}{R1 + 2R2} \quad (2.2)$$

Rezistor R3 snižuje protékající proud, který spíná NPN tranzistory T1 a T2. Tranzistory se otevírají s výstupní frekvencí časovače. Na kolektory tranzistorů je přivedeno napětí, které je propuštěno na výstupní piny 7 a 8, pokud je na bázi tranzistorů přiveden proud. Tranzistory se neotevírají dostatečně rychle, proto jsou na výstupu obdelníky

modulované. Schottkyho diody D1, D2 jsou mezi bází a emitorem, aby snížily dobu potřebnou pro otevření a uzavření tranzistoru. Na výstupních pinech 7 a 8 je tak obdelníkový signál 0-5V s frekvencí 131 kHz. Tyto výstupní piny jsou přivedeny pomocí vodičů na vstupní napětí VSS v obvodu 2.4. Kondenzátory C4, C6, C8 jsou zapojeny dle doporučení z datasheetu časovače. [11]



Obr. 2.3: Schéma obvodu pro generování vysokofrekvenčního napětí

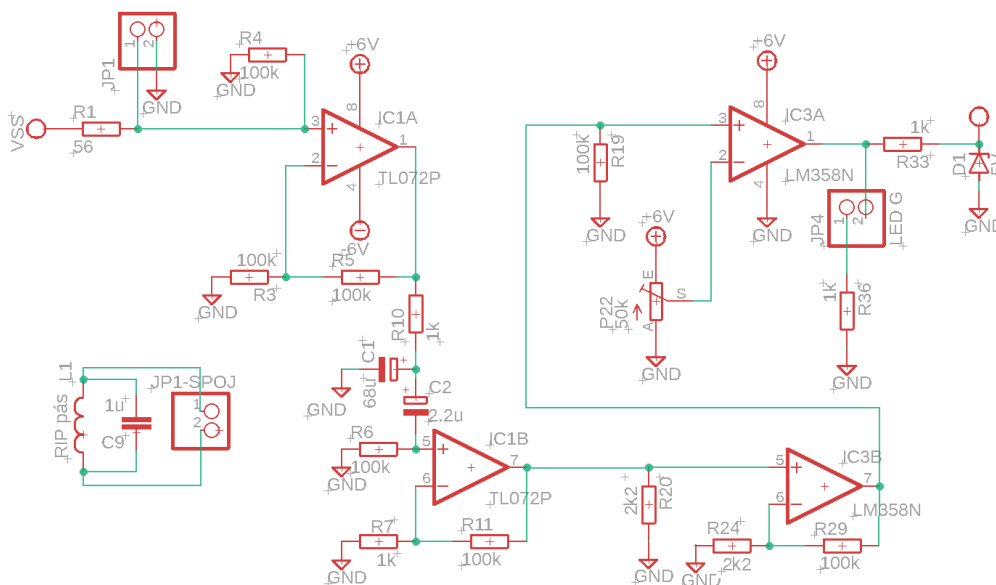
## 2.4.2 Obvod RIP pásů

Přibližně obdelníkový signál vstupuje do RIP pásu přes konektor JP1. Paralelně k RIP pásu je kondenzátor C9. Dohromady tyto prvky utváří rezonanční obvod L1, C9. Rezistor R1 formuje s rezonančním článkem napěťový dělič. Frekvence obdelníkového napětí VSS je blízká rezonanční frekvenci obvodu. Při změně indukčnosti cívky L1 dojde ke změně rezonanční frekvence obvodu. Výstupní signál buď vzroste, nebo klesne, záleží jestli se rezonanční frekvence obvodu přiblížila nebo vzdálila od frekvence VSS. Signál dále vstupuje do neinvertujícího vstupu operačního zesilovače TL072P. Rezistor R4 slouží k vytvoření vodivého spojení vstupu zesilovače se zemí. Rezistory R3, R5 určují zesílení operačního zesilovače v neinvertujícím zapojení. Zesílení se vypočte jako podíl velikosti rezistoru z výstupu ku velikosti rezistoru na zem plus jedna. Signál je dále přefiltrován dolní propustí R10, C1. Mezní frekvence se vypočte jako:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.3)$$

Mezní frekvence propusti R10, C1 je 2,3 Hz. Pro analýzu pohybu hrudi nejsou vyšší frekvence nutné. Kondenzátor C2 slouží k potlačení stejnosměrné složky signálu. Operační zesilovač zesílí i offset signálu (stejnosměrnou složku). Tím může dojít k saturaci operačního zesilovače, čímž dojde ke zkreslení signálu. Signál vstupuje do druhého neinvertujícího vstupu operačního zesilovače TL072P. Rezistor R6 slouží k vytvoření vodivého spojení

vstupu zesilovače se zemí. Rezistory R7, R11 určují zesílení zesilovače v neinvertujícím zapojení. V sérii je zapojen další operační zesilovač LM358N. Operační zesilovače mají při určité frekvenci jen určitou schopnost zesílit. Proto se používá kaskádovitě zesílení v sériovém zapojení zesilovačů. Signál vstupuje do jeho druhého neinvertujícího vstupu. Rezistor R20 slouží k vytvoření vodivého spojení vstupu zesilovače se zemí. Rezistory R24, R29 určují zesílení zesilovače v neinvertujícím zapojení. Signál po druhém zesílení vstupuje do prvního neinvertujícího vstupu LM358N, zapojené jako komparátor. Na první invertující vstup LM358N je připojen potenciometr P22, sloužící k nastavení mezního napětí komparátoru. Komparátor slouží k naprahování signálu. Pokud je neinvertující vstup větší než invertující vstup, komparátor dá na výstup kladné napětí blízké se kladnému napájecímu. Je-li invertující vstup větší než neinvertující, komparátor dá na výstup záporné napětí blízké se napájecímu. V tomto zapojení je záporný napájecí pól uzemněn. Výstupní signál je vyveden na konektor JP4, kam se dá zapojit testovací LED dioda, pro kalibraci obvodu pro každého pacienta. Za případnou LED diodou je předřadný rezistor R36 zajišťující dostatečně nízký proud skrz LED diodu. K ochraně řídicí desky je v obvodu také Zenerova dioda, která skrz sebe propustí jakékoli napětí vyšší než 5V. Aby skrz Zenerovu diodu netekl velký proud, je jí předřazen rezistor R33.

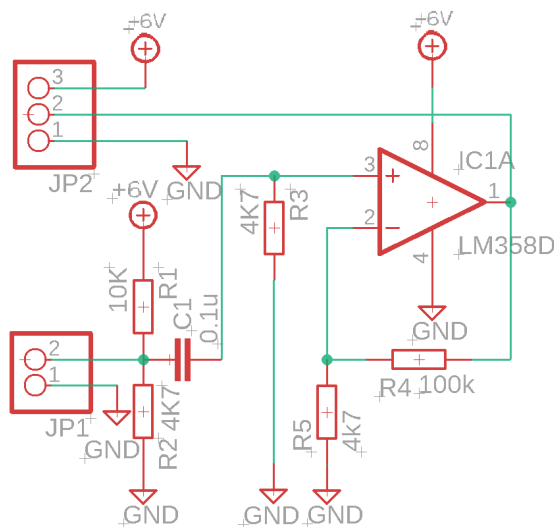


Obr. 2.4: Schéma obvodu pro měření změny obvodu hrudníku

### 2.4.3 Obvod mikrofону

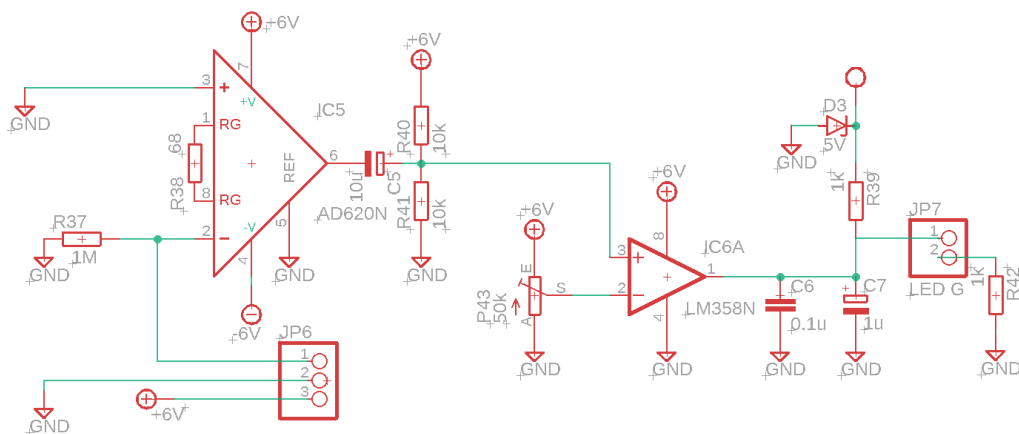
Na obrázcích 2.5 a 2.6 jsou schémata obvodů pro snímání a zpracování zvuku proudů vzduchu. Obvod na obrázku 2.5 obsahuje mikrofón (JP1) a operační zesilovač LM358N pro zesílení signálu. Rezistory R1, R2 slouží jako napěťový dělič pro napájení mikrofónu. Rezistor R3 slouží k vytvoření vodivého spojení vstupu zesilovače se zemí. Rezistory R4, R5 určují zesílení operačního zesilovače v neinvertujícím zapojení. Kondenzátor C1 slouží

k potlačení stejnosměrné složky signálu. Tento obvod bude umístěn přímo pod nosem pacienta. Pro zmenšení velikosti a tedy pro zvýšení komfortu pacienta, bude obvod z SMD (surface mounted device, povrchová zařízení) součástek, které jsou násobně menší. Byla vybrána velikost zařízení 0805, protože jsou dostatečně veliká, aby se dala pájet bez použití speciálních technologií (SMD zapékací pec), ale stále poskytovala komfort pacientovi. Operační zesilovač a mikrofon jsou zapojeny dle jejich datasheetů. Výstup obvodu jde do druhého pinu JP2 ze kterého jde stíněným kabelem do obvodu na obrázku 2.6, do kterého vstupuje jako první pin JP6. [10] [14]



Obr. 2.5: Schéma obvodu mikrofonu

Obvod zpracování signálu z mikrofonu se skládá z přístrojového zesilovače AD620N a operačního zesilovače LM358N zapojeného jako komparátoru. Rezistor R37 slouží k vytvoření vodivého spojení vstupu zesilovače se zemí. Rezistor R38 slouží k nastavení zesilení AD620N. Kondenzátor C5 slouží k potlačení stejnosměrné složky signálu. Rezistory R40, R41 tvoří napěťový dělič, který přidává offset signálu +3V. Tento posuv je nutný, protože AD620N je symetricky napájena a LM358N je napájena nesymetricky (její výstup jde do Arduina, které je stavěné na 0-5V). Na invertující vstup LM358N je připojen potenciometr P43, sloužící k nastavení mezního napětí komparátoru. Komparátor slouží k naprahování signálu. Pokud je neinvertující vstup větší než invertující vstup, komparátor dá na výstup kladné napětí blízké se kladnému napájecímu. Je-li invertující vstup větší než neinvertující, komparátor dá na výstup záporné napětí blízké se zápornému napájecímu. V tomto zapojení je záporný napájecí pól uzemněn. Kondenzátory C6, C7 slouží k vyhlazení signálu. Výstupní signál je vyveden na konektor JP7, kam se dá zapojit testovací LED dioda, pro kalibraci obvodu pro každého pacienta. Za případnou LED diodou je předřadný rezistor R42 zajišťující dostatečně nízký proud skrz LED diodu. K ochraně řídicí desky je v obvodu také Zenerova dioda, která skrz sebe propustí jakékoli napětí vyšší než 5V. Aby skrz Zenerovu diodu netekl velký proud, je jí předřazen rezistor R39. Operační zesilovač je zapojen dle doporučení z datasheetu součástky. [1] [10]



Obr. 2.6: Schéma obvodu pro zpracování signálu z mikrofonu

## 2.4.4 Řídící jednotka

Pro výběr řídicí jednotky je nutné splnění určitých technických požadavků. Pro mou práci je nutná dostatečná výpočetní kapacita na zpracování a uložení logických dat ze 3 senzorů, alespoň 3 vstupní piny a paměť nebo možnost externího úložiště (SD karta).

### Arduino Uno

Arduino Uno je jednoduchý modul s procesorem Atmel ATMEGA328P [3]. Deska funguje s taktovací frekvencí 16 MHz a má FLASH paměť velikosti 32 kB. Deska disponuje 14 in/out digitálními piny a 6 in/out analogovými piny. Vstupně výstupní operační napětí pinů je 5V. Analogové piny jsou vybaveny 10bitovým analogově-digitálním převodníkem. Ze 14 digitálních pinů má 6 pinů schopnost generovat PWM (Pulse Width Modulation) signál. Deska je napájena i programována skrze USB. Napájecí napětí je 5 V pro USB napájení a v rozmezí 6-20 V pro napájecí DC jack. K Arduino jde připojit externí úložiště dat, např. SD karta. Arduino bude napájeno USB portem z powerbanky. [2]

### Arduino čtečka SD karet

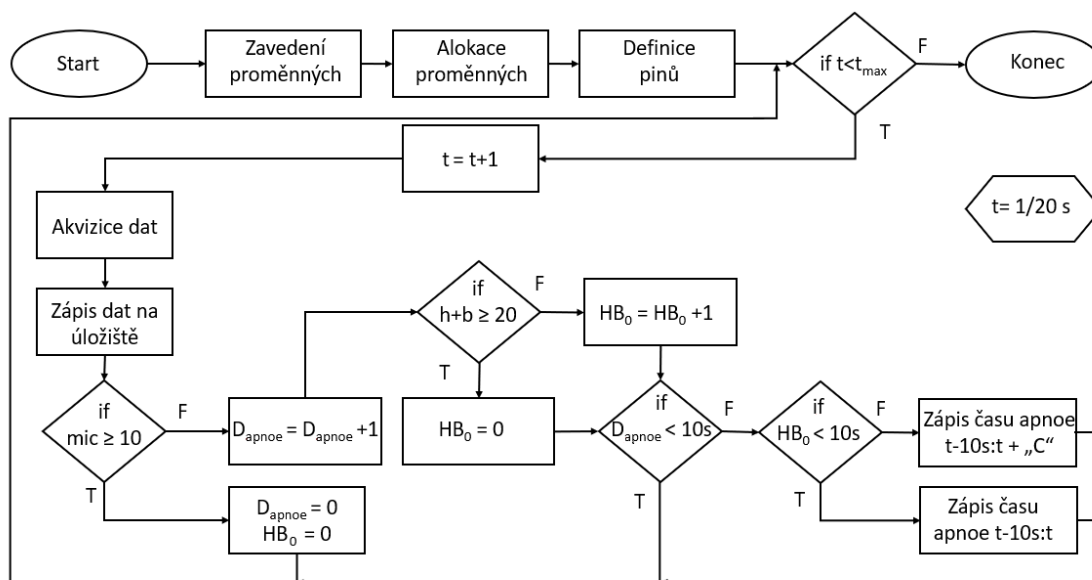
Modul pro čtení SD karet k arduinu je počítačová deska s 8 piny (2x napájení, 2x GND, 4x datový přenos) a slotem pro SD kartu. Modul slouží jako úložiště řídicí jednotky. Na SD kartu není možné nahrát řídicí program, ukládají se tam pouze data. Vstupní pin je nazvaný master out slave in (MOSI), značí směr toku dat z Arduina na SD. Zapojuje se na digitální pin 11 Arduina. Výstupní pin je nazvaný master in slave out (MISO), značí směr toku dat z SD do Arduina. Zapojuje se do digitálního pinu 12 Arduina. Pin pro synchronizaci řídicího zařízení a úložiště se značí CLK nebo SLK. Obě zkratky znamenají Serial Peripheral Interface Clock (SPI CLK), tedy hodiny seriového periferního rozhraní. Zapojuje se do digitálního pinu 13 Arduina. Řídící jednotka může zapisovat

do více úložišť. Pin Chip Select (CS) na desce SD modulu přijímá informaci, je-li právě aktivní a má přijímat a vysílat data. Jako jediný z ovládacích pinů nemá předdefinovanou pozici na Arduino. Jeho pozice se musí definovat v programu. Nejčastěji se zapojuje do digitálního pinu 4, nebo 10 Arduina. [5] [20]

## 2.5 Program řídicí jednotky

### 2.5.1 Vývojový diagram

Na obrázku 2.7 je vývojový diagram programu řídicí jednotky. Program začíná definicí proměnných a tvorbou výstupního souboru na SD kartě, kam se budou ukládat data. Program automaticky vytváří dva soubory, jeden na data, druhý na zapsání časových úseků apnoí. Dále jsou definovány vstupní piny, výstupy senzorů. Zařízení měří jen po určitý, předem definovaný, čas. To je zajištěno podmínkou, že když čas  $t$  dosáhne stanoveného maxima  $t_{max}$ , program se ukončí. Touto podmínkou začíná opakující se cyklus, který při každé repetici zvětší čas  $t$  o jedna. Akvizice dat probíhá se vzorkovací frekvencí 20 Hz. Výstupy obou druhů senzorů jsou prahovány a v ideálním případě by na výstup měly dávat výstup digitální HIGH. Nejedná se ovšem o ideální obvod, a proto jsou data přivedena na analogový vstup a zjišťuje se jejich hodnota. Data jsou následně uložena a pokračují do hodnotící části cyklu.



Obr. 2.7: Vývojový diagram programu

## 2.5.2 Vyhodnocení dat

Hodnocení dat začíná na obrázku 2.7 blokem [if mic  $\geq$  10]. Proměnná mic značí data z mikrofonu. Tato podmínka určuje, zda-li byl zaznamenán proud vzduchu. Jedná se o důležitější senzor, protože pohyb hrudi a břicha nemusí nutně znamenat dechovou aktivitu. Číslo deset značí napětí na vstupu přibližně +50 mV. Arduino UNO má na analogovém vstupu 10bitový A/D (analog/digital) převodník. Výstupem A/D převodníku jsou hodnoty 0 až 1023. Přepočítání z těchto hodnot na napětí je  $U = n * 5 / 1024$ , kdy  $n$  je hodnota z A/D převodníku. Podmínka [ $\geq$ 10] byla určena experimentálně. Je to hodnota dostatečně velká na odstranění hodnot měřených při pohybu mikrofonu, např. po kníru pacienta, a zároveň dostatečně malá, aby nezakreslovala výsledky při velmi plytkém dýchání.

Je-li podmínka splněna, jsou vynulovány proměnné  $D_{apnoe}$ , počítající množství cyklů bez proudu vzduchu, a  $HB_0$ , počítající množství cyklů bez proudu vzduchu a dechových pohybů, a cyklus je ukončen. Není-li podmínka splněna, vzroste proměnná  $D_{apnoe}$  o 1. Cyklus pokračuje podmínkou zjišťující, zda-li alespoň jeden ze senzorů pohybu zachytil nějakou aktivitu. Podmínka je určena tak, aby součet dvou podprahových hodnot nemohl dát falešně pozitivní výsledek. Proměnná  $h$  značí data z hrudního senzoru pohybu. Proměnná  $b$  značí data z břišního senzoru pohybu. Je-li podmínka splněna, vynuluje se proměnná  $HB_0$ . Není-li, vzroste proměnná  $HB_0$  o 1. V obou případech pokračuje cyklus na další podmínku, vyhodnocující množství cyklů bez proudu vzduchu. Je-li časový ekvivalent počtu cyklů nižší než 10 sekund, cyklus se ukončí. Nebyl-li během 10 sekund a déle zaznamenán proud vzduchu, je tento časový úsek vyhodnocen jako apnoe. Poslední podmínka určuje, zda-li se jedná o obstrukční apnoi, nebo o centrální apnoi. Obecně se bere apnoe jako obstrukční. Je-li splněna podmínka, že v posledních 10 sekundách nebyly zaznamenány dechové pohyby, je vyhodnocena jako centrální. Po vyhodnocení je zapsán čas apnoe jako [aktuální čas - 10 sekund : aktuální čas]. Jedná-li se o centrální apnoi, je záznam doplněn znakem C. Zaznamenáním časů apnoe cyklus končí.

## 2.5.3 Komunikace s SD

Pro komunikaci Arduina s modulem čtečky SD karet se používá protokol Serial Peripheral Interface (SPI). Komunikace je zajištěna stejnojmennou knihovnou. Jedná se o bezplatnou knihovnu s otevřeným copyrightem, která je součástí programovacího prostředí Arduino. Komunikace funguje tak, že jeden nadřazený prvek (master) řídí přenos dat mezi sebou a libovolným množstvím podřízených prvků (slave). Nadřazeným prvkem se rozumí v případě této práce Arduino a podřízeným prvkem čtečka SD karet. Nadřazený prvek udává časování přenosů (pin CLK). Má-li nadřazený prvek více podřízených prvků, pomocí napětí na CS pinu vybírá, který podřízený prvek je právě aktivní. Výběr probíhá snížením výstupu na digitální hodnotu LOW. Inaktivní podřízené prvky mají na CS pinu digitální hodnotu HIGH. Přenos dat je uskutečňován pomocí MOSI a MISO pinů. Nadřazený prvek může být mikrokontrolér, počítač, nebo procesor. Podřízené prvky mohou být externí úložiště,

A/D převodníky, nebo další moduly. Jde tak zajistit komunikace mezi více mikrokontroléry nebo moduly. [20] [21]

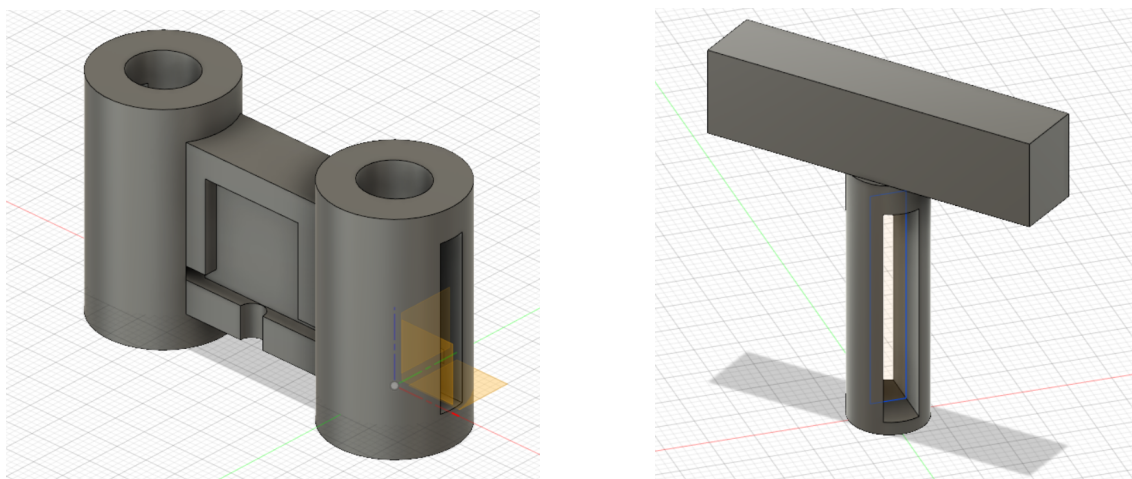


## 3 OVĚŘENÍ NÁVRHU

### 3.1 Výroba zařízení

#### 3.1.1 Výroba držáků RIP pásů

RIP pásy jsou izolované dráty zašité v elastickém pásu. Konce pásu nejsou spojeny a tak je nutno je nějakým způsobem držet pohromadě okolo pacienta. Pro jejich funkci je také nutné je vodivě spojit s kondenzátorem, se kterým tvoří rezonanční obvod. Pro vodivé spojení je nutné porušit jejich izolaci. Byl proto navržen držák na RIP pásy (obrázky 3.1) v programu Autodesk Fusion360 a realizován na 3D tiskárně. Materiál tisku byl PLA (polylactic acid, kyselina polymlečná).



Obr. 3.1: Návrh držáků RIP pásů

Držák se skládá ze dvou částí, které do sebe zapadají. Na stěny bočních děr levé součástky byla připevněna měděná destička, která byla vodivě spojena s výstupem do čtvercového výřezu v centru součástky. Na vnitřní stěny pravé součástky byly připevněny měděné destičky. Dvě takto upravené pravé součástky byly zasunuty do upravené levé součástky. Do čtvercového výřezu v centrální části levé součástky měl přijít obvod zesilovače AD620N (viz 2.4) v SMD provedení. Při testování tohoto návrhu se však ukázalo, že takto vytvořený držák nedokáže spolehlivě narušit izolaci drátů v RIP pásu, přestože jej udrží okolo těla pacienta. Materiál, z kterého byl držák vytisknut, se promáčkl místo narušení izolace.

Pro realizaci této práce tak byly zapůjčeny držáky ze spánkové laboratoře FNUSA ICRC. Jedná se o držáky k HSAT zařízení Embletta, které bylo poškozeno a vyřazeno. Držáky samotné jsou plně funkční.

### 3.1.2 Výroba desek plošných spojů

Podle schémat byly navrženy desky plošných spojů (DPS) v programu Autodesk EAGLE (Easily Applicable Graphical Layout Editor). Všechny obvody, vyjma obvodu mikrofonu (viz 2.5), jsou mimo tělo pacienta, a tak u nich není kladen důraz na co nejmenší rozměry. Vyjma obvodu mikrofonu byly DPS osazeny součástkami through-hole devices (THD). Jedná se o součástky, které mají vývody vedené skrz desku. Obvod mikrofonu byl osazen SMD součástkami velikosti pouzdra 0805, které se dají pájet hrotovou pájkou s úzkým hrotem. Pro ušetření materiálu a času, byly obvody zpracování signálu z mikrofonu i ze dvou senzorů pohybu spojeny v jednu oboustrannou DPS. Návrh desky je na obrázcích B.2 , B.4 , B.3 v přílohách. Deska má na obou stranách litou zem propojenou pomocí *vias*.

Na desce B.2 je více rezistorů, než v návrhu obvodu 2.4. Tyto rezistory slouží jako zdířky pro propojky. Fakticky na těchto místech rezistory nejsou. Propojky je možné v návrhu poznat tak, že jsou to rezistory s delší roztečí vývodů, než většina rezistorů. Při návrhu obvodu zpracování signálu RIP pásů nebylo jisté, bude-li nutné signál kaskádovitě zesilovat, nebo ne. Na desce je tak možné spojit výstup zesilovače TL072P přímo se vstupem komparátoru, stejně jako s druhým zesilovačem LM358N. Ve finální verzi zařízení bylo použito kaskádovité zesílení přes spojení s LM358N.

Návrh spodní vrstvy DPS obvodu generátoru je na obrázcích B.7, B.8 v přílohách. Na návrhu jsou místo Schottkyho diod rezistory. V reálném obvodu je do děr pro rezistor zasezena Shottkyho dioda BAT48.

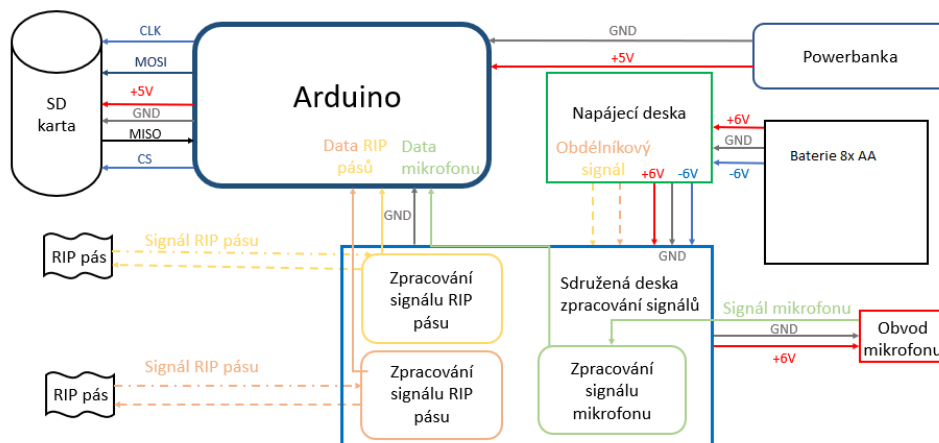
Návrh horní vrstvy DPS obvodu mikrofonu je na obrázcích B.6, B.5 v přílohách. Dvoje děr na pravé straně desky slouží pro zasazení mikrofonu, který je z druhé strany desky. Trojice děr na levé straně desky je pro pravoúhlé kolíky sloužící k napojení stíněného kabelu spojujícího mikrofon a hlavní desku obvodu.

Celkové spojení všech dílů zařízení je nastíněno na obrázku 3.2(B.1). Každý z blok má vyznačeny všechny komunikační kanály. U senzorů se jedná o vícežilové stíněné kabely. Z držáku baterií je vyveden napájecí DC jack. Spoj Arduino-powerbanka je USB kabel. Ostatní spoje jsou zajištěny drátovými propojkami.

## 3.2 Výsledky

### 3.2.1 Testování desek

Testováním napájecí desky se ukázalo, že časovač LM555N generuje jinou frekvenci, než jaká byla vypočtena. Rozdíl byl v řádu desítek kHz. Tento rozdíl se nedá vysvětlit odchylkou reálných součástek (rezistory max 1%, kondenzátory max 20%). Časovač LM555N byl vyměněn za nový, mohlo se jednat o vadnou součástku. Nový časovač generoval stále stejnou frekvenci, takže se o vadný časovač nejednalo. Postupně byly vyměněny všechny



Obr. 3.2: Schéma elektrického propojení modulů a desek

součástky i měřící zařízení a frekvence mnohokrát přepočítána. Odchylka frekvence však stále byla v desítkách kHz. Nejpravděpodobnější původce této chyby je parazitní kapacita někde na desce. Hodnoty součástek byly experimentálně určeny tak, aby výstupní frekvence generátoru byla 131 kHz.

Při testování obvodů RIP pásů se ukázalo, že potlačováním stejnosměrné složky je zkreslena část nosného signálu. Kondenzátor vytvářel s rezistorem zajišťujícího vodivé spojení operačního zesilovače se zemí horní propust, s mezní frekvencí 0,7 Hz. Signál po výstupu z operačních zesilovačů byl také zašuměn. Rozptyl šumu byl přibližně stejný jako nosného signálu. Nebylo tak možné určit, jedná-li se o změnu způsobenou pohybem pásu, nebo o náhodnou výchylku. Část šumu byla odstraněna dolní propustí, ale došlo opět ke zkreslení užitečného signálu. Výstup obvodu byl tedy správný jen při velmi rychlých a velkých roztaženích RIP pásu, které tělo pacienta za žádných fyziologických nebo patologických okolností nemohlo vykonat dýchacími svaly.

Blok zpracování signálu RIP pásů by se dal řešit softwarově, při snímání signálu před prvním zesilovačem. Vzorkovací frekvence A/D převodníku by musela být alespoň 262 kHz, aby nedocházelo k aliasingu. Vstupní signál do prvního zesilovače je v desetinách mV. Napěťový rozsah A/D převodníku alespoň 100  $\mu$ V. Akvizice a filtrace takového signálu ovšem není na vývojové desce Arduino možná, kvůli jeho omezené výpočetní kapacitě.

Testováním obvodu zpracování signálu mikrofonu se ukázalo, že je silně zašuměn. Analýzou šumu se ukázalo, že se jedná o periodický signál s frekvencí 131 kHz, tj. frekvence obdelníkového signálu pro RIP pásy. Zašuměné bylo vstupní napětí z napájecí desky. Na napájecí linku byly přidány dva elektrolytické kondenzátory (1 mF a 0,47 mF). Tyto dva kondenzátory šum z větší části odstranily. Obvod mikrofonu již nevykazoval žádné problémy a fungoval, jak byl navržen.

### 3.2.2 Měření v nemocnici

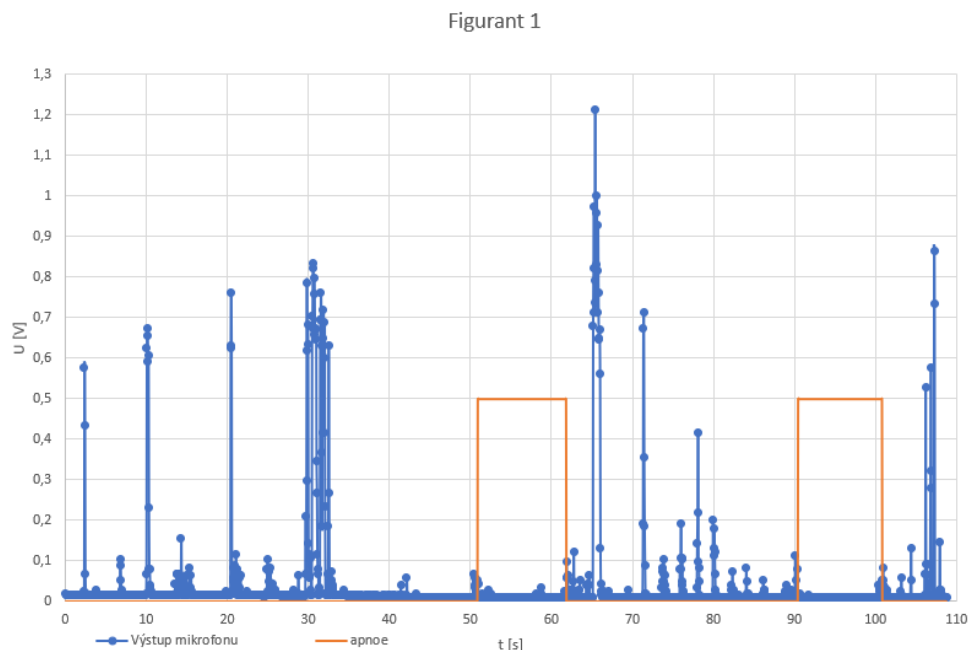
Po dohodě ve spánkové laboratoři FNUSA ICRC byly vypsány termíny, kdy je možné testovat v nemocnici. Termíny byly rozvrženy podle množství personálu spánkové laboratoře. Na oddělení musel být dostatek lidí, aby se zvládla práce, která je třeba, a jeden člověk dohlížel na měření. Z administrativních a časových důvodů probíhalo měření na figurantech. Ze strany nemocnice probíhala biokalibrace PSG. Součástí biokalibrace jsou i simulace apnoických pauz, jak obstrukčních tak centrálních. Simulace probíhá jako zadržení dechu na určitý čas. Při simulaci obstrukční pauzy je pacient vyzván, aby pohyboval břichem. Tyto úseky by mělo navržené zařízení detekovat. Měření proběhlo dvakrát. Při prvním měření v nemocnici se zjistilo, že se powerbanka při nedostatečné proudové zátěži vypíná. Arduino není dostatečnou proudovou zátěží pro tuto powerbanku. Při druhém měření byla powerbanka zatížena druhým zařízením s dostatečnou proudovou zátěží (telefon). Na druhém měření byli celkem tři figuranti. Při zapojování jednoho z figurantů došlo k chybě zapojení SD karty. Data jednoho z figurantů se tak nezaznamenala.

### 3.2.3 Diskuze výsledků

Z měření v nemocnici jsou data dvou figurantů. Ze tří senzorů konstruovaného zařízení na figurantech má pouze jeden dostatečnou vypovídající hodnotu. Výstup zpracování signálu RIP pásů není spolehlivý (viz 3.2.1). Na obrázku 3.3 je graf závislosti naměřeného napětí u prvního figuranta na čase. Modře jsou naměřená data, oranžově jsou označeny úseky, které byly vyhodnoceny jako apnoe. Pro přehlednost byly apnoe nastaveny na hodnotu 0,5 V. Apnoe byly vyhodnoceny v časech 50,9 až 61,8 s a 90,4 až 100,8 s od začátku měření. Tyto úseky neobsahují nadprahové hodnoty. Oba dva vyhodnocené úseky jsou delší než 10 s. V čase měření se nenachází žádné další úseky délky 10 sekund bez nadprahové hodnoty. Hodnocení proti výsledkům z nemocnice není možné, protože data z nemocnice jsou v uzamčeném formátu, který otevře jen licencovaný software z nemocnice. Měření tak bylo manuálně rozměřeno v nemocnici. Jistým problémem při rozměření je sjednocení časové osy obou zařízení. U PSG je videozáznam pacienta. Dle něj bylo určeno, kdy bylo zapnuto měřící zařízení. Figurant byl vyzván k chrápání přibližně po půl minutě od začátku měření. V čase 0:49 byl figurant vyzván, aby zadržel dech. Po 15 sekundách byl vyzván, aby dýchal normálně. V čase 1:10 byl figurant vyzván, aby usilovně vydechl nosem. V čase 1:20 byl figurant vyzván, aby usilovně vydechl ústy. V čase 1:30 byl figurant vyzván, aby zadržel dech a pohyboval břichem. Po 15 vteřinách byl vyzván, aby dýchal normálně. Tímto byla biokalibrace ukončena. Před vypnutím měřícího zařízení figurant začal mluvit.

Z porovnání těchto časů vyplývá, že až do první apnoe se data obou měřících zařízení přibližně shodují. Vyhodnocená apnoe je ovšem kratší. Intervaly mezi jednotlivými povely jsou zachovány, ale časová osa je posunutá. Druhá simulovaná apnoe je naměřena také kratší, než fakticky byla. Tato časová inkonzistence je způsobena kolísáním vzorkovací frekvence při zpracování apnoe. Je-li programem vyhodnocen časový úsek jako apnoe,

musí program zavřít soubor s daty a otevřít soubor, kam se zapisují apnoe. Zapiše čas apnoe a zavře soubor apnoí. Čas, za který tento proces zvládne, mění periodu cyklu. Perioda je nepřímou úměrná frekvenci. Zařízení detekovalo apnoe správně.

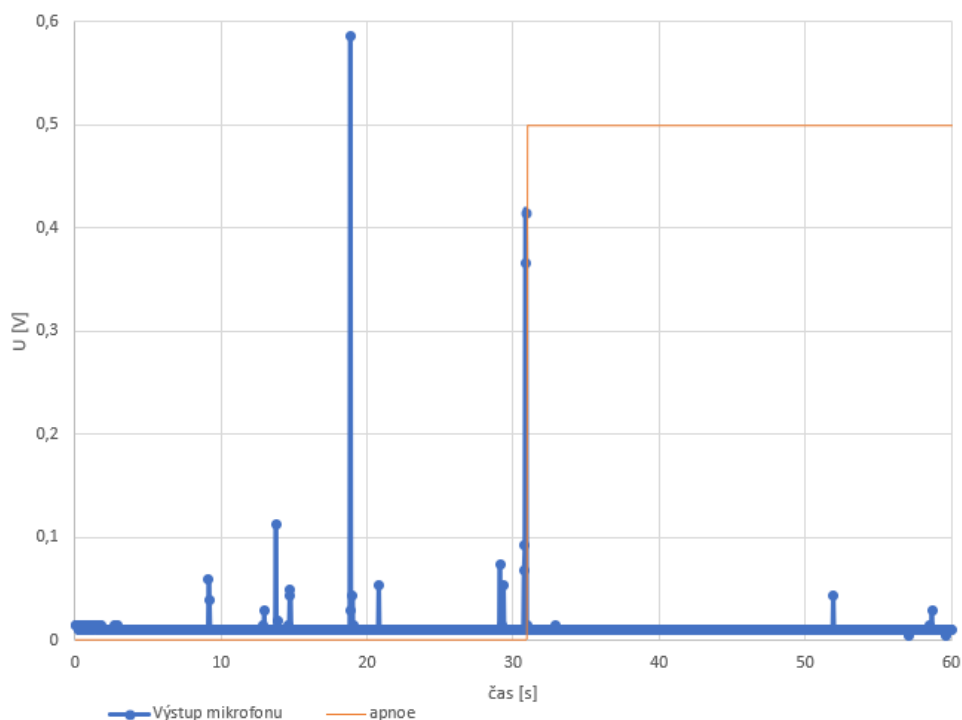


Obr. 3.3: Graf závislosti napětí na čase měření prvního figuranta s vyznačenými apnoickými pauzami

Na obrázku 3.4 je graf závislosti naměřeného napětí u druhého figuranta na čase. Apnoe byla vyhodnocena od 31. sekundy až do konce měření. Ve vyhodnoceném úseku nebyly nadprahové hodnoty napětí. V čase měření se nenachází žádné další úseky délky 10 sekund bez nadprahové hodnoty. Celé měření má poměrně nižší napětí, než u prvního figuranta. Tato odchylka byla patrně způsobena labilitou upevnění mikrofonu na kníru figuranta. Možné je také porušení kontaktu s hlavní deskou (vypojený konektor). Tento figurant nemohl být diagnostikován.

Některé části zařízení se neukázaly býti funkční. Návrh napájecí desky nefungoval dle předpokladu, pravděpodobně z důvodu parazitní kapacity desky. Musel tak být experimentálně vyladěn. Návrh obvodu zpracování signálu z RIP pásů obsahoval horní propusti, které filtrovaly užitečný signál. Obvod zpracování signálu RIP byl velmi náchylný k šumu součástek a napájení. Návrh mikrofonu byl funkční, ale provedení nebylo dostatečně bytelné, aby sneslo pohyb pacienta. Z měření vyplývá, že zařízení je velmi náchylné k neúmyslnému odpojení svých modulů a desek. Ze tří měřených figurantů jsou data dvou znehodnocena tímto faktorem. Přes výše zmíněné problémy, hodnotící algoritmus určil v malém vzorku apnoe správně.

Figurant 2



Obr. 3.4: Graf závislosti napětí na čase měření druhého figuranta s vyznačenými apnoickými pauzami

Pro zlepšení tohoto zařízení by bylo možné zvýšit napájecí napětí RIP pásů. Po průchodu RIP pásy by hladina signálu byla vyšší než parazitního šumu, který zkrusoval výstup. Část užitečného signálu byla potlačena se stejnosměrnou složkou signálu. Vyvážením vzniklé horní propusti by se dala tato část zmenšit. Pro odstranění stejnosměrné složky signálu bez ztráty určitých frekvencí je možné signál spojit s konstantním signálem se stejně velkou zápornou stejnosměrnou složkou. Stejnosměrné složky se tak odečtou. Realizace obvodu a spojení mikrofonu by bylo možné realizovat s konektory s pojistkou. Všechny části zařízení vykazovaly parazitní šum. Vnější šum by se dal omezit Faradayovou klecí v obalu zařízení. Navržený program řídicí jednotky vyhodnocující data mikrofonu se ukázal na malém vzorku dat funkční. Pro zpřesnění výsledku by bylo možné mít nastavitelnou citlivost a změnit mechanismus určování vzorkovací frekvence. U různých pohlaví je dech jinak slyšet. Muži také mohou mít vousy, které komplikují přichycení mikrofonu. Hůř přichycený mikrofon se může pohybovat a třít se o vousy, což může být vyhodnoceno jako zvuk. To se u žen, které za fyziologických podmínek vousy mít nemohou, nestane. Není proto nutná zvýšená prahová hodnota.

## ZÁVĚR

Cílem této práce byl návrh a konstrukce detektoru spánkové apnoe s hardwarovým zpracováním signálu. Pro interpretaci dat byla v práci použita řídicí deska Arduino Uno. Spánková apnoe je porucha dýchání během spánku, při které se pacient dusí. Kontrolér z měřených dat vyhodnocuje, zda-li dochází k apnoickým pauzám dýchání. Při pozitivní detekci bude pacientovi doporučeno navštívit specializovanou spánkovou laboratoř, kde mu bude moci být navržena adekvátní léčba.

První kapitola práce pojednává o problematice spánkových apnoí. Kapitola definuje, co je to spánek a jak se projevuje zhoršení jeho kvality. Dále je popsán syndrom spánkové apnoe (SAS) s důrazem na obstrukční spánkovou apnoe. Zhoršení kvality spánku výrazně ovlivňuje psychický i fyzický stav člověka. S dlouhodobou únavou klesají neuromotorické schopnosti a soustředěnost pacientů. Obstrukční spánková apnoe je zástava dechu nejčastěji způsobená zhroucením horních dýchacích cest. Zástavou dechu dochází k hypoxii, která vede k poškození celého organismu.

Druhá kapitola objasňuje návrh jednotlivých částí kontroléru. Program řídicí jednotky je vysvětlen na blokovém schématu. Zařízení je napájeno z baterie monočlánků. Arduino je napájeno z powerbanky. Tyto zdroje mají propojené země. Pro generování střídavého napětí je navržen obvod s časovačem 555, měnící stejnosměrné napětí na obdélníkový signál. Použitými senzory jsou mikrofon a RIP pásy. Část zpracovávající signál sestává z množství operačních zesilovačů, součástek k nastavení operačních zesilovačů a prahovacích komparátorů. Program ukládá a vyhodnocuje výstupní napětí jednotlivých obvodů. Dosahuje-li výstupní napětí mezního napětí, vyhodnotí to jako nádech. Řídicí jednotka také sleduje, jak dlouho se pacient nenadechl, vyhodnocuje apnoe a zapisuje jejich časy.

Třetí kapitola se věnuje samotné realizaci zařízení a ověření funkčnosti. Obvody byly realizovány na deskách plošných spojů dle navržených schémat z druhé kapitoly. Testování desek ukázalo, že některé obvody nefungují tak, jak by z teorie vycházelo. Obvod časovače vytvářel obdélníkový signál s velmi odlišnou frekvencí, než byla vypočítána. Výměna součástek za přesněji vyrobené součástky tento problém neodstranila. Bylo tak nutné hodnoty součástek stanovit experimentálně. Do obvodu zpracování signálu mikrofonu pronikal šum z napájecí desky. Byl proto silně zeslaben, aby nezkresloval výsledky měření. Obvody zpracování signálu RIP pásů byly také zašuměny. Spektrum nosného signálu se ovšem překrývalo se spektrem šumu. Nebylo tak možné se šumu zbavit bez ztráty části signálu. Výstup zpracování signálu RIP pásů tak není věrohodný. Zařízení bylo testováno proti PSG ve spánkovém centru FNUSA. Větší část měření je ovlivněna rozpojováním konektorů. Konektory nebyly zcela uzpůsobeny pohybu součástek a uvolňovaly se při něm. Navržený algoritmus a obvod mikrofonu se na omezeném množství figurantů ukázal jako spolehlivý. Nejedná se ale o reprezentativní vzorek figurantů. Během apnoí se program lehce opožďoval, nedocházelo však k významnému zkreslení výsledků. V diskuzi výsledků je navrženo, jak by se zařízení dalo vylepšit. Část užitečného signálu RIP pásů byla potla-

čena se stejnosměrnou složkou signálu. Vyvážením vzniklé horní propusti by se dala tato část zmenšit. Konektory byly citlivé na pohyb pacienta a zařízení. Bylo by možné použít konektory s pojistkou. Celé zařízení by bylo možné obalit Faradayovou klecí.



## VYSVĚTLIVKY A ZKRATKY

**FNUSA ICRC** – Fakultní Nemocnice U Svaté Anny v Brně, Internacional Clinical Research Center

**SAS** – Sleep apnoe syndrom

**USA** – United States of America

**REM** – Rapid Eye Movement

**NREM** – Non-REM

**EEG** – Elektroencefalograf

**CPAP** – Continuous Positive Airway Pressure

**BiPAP** – Bilevel Positive Airway Pressure

**OSA** – Obstrukční spánková apnoe

**CNS** – Centrální nervová soustava

**EMG** – Elektromyograf

**EOG** – Elektrookulograf

**EKG** – Elektrokardiograf

**RIP** – Respiratory Inductance Plethysmography

**AASM** – American Academy of Sleep Medicine

**FET** – Field Effect Transformator

**PMW** – Pulse Width Modulation

**CSA** – Centrální spánková apnoe

**PSG** – Polysomnografie

**DPS** – Deska plošných spojů

**SMD** – Surface Mounted Device

**THD** – Trough-Hole Device

## LITERATURA

- [1] AD620 datasheet [online]. , 1:16 [cit. 2019-05-17]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.310-490.1.pdf>
- [2] ARDUINO UNO. Arduino store [online]. [cit. 2018-12-28]. Dostupné z: <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>
- [3] ARDUINO UNO. Arduino [online]. [cit. 2018-12-28]. Dostupné z: <https://arduino.cz/co-je-to-arduino/>
- [4] ARDUINO<sub>SD</sub> [online]. 2016 [cit. 2018-12-30]. Dostupné z: <http://navody.arduino-shop.cz/docs/texty/0/64/1427787012.pdf>
- [5] ARDUINO SD datasheet [online]. , 1,2 [cit. 2019-05-17]. Dostupné z: <https://arduino-shop.cz/docs/produkty/0/29/1427787012.pdf>
- [6] COLEMAN, Michael. Respiratory Effort Measurements During Polysomnography [online]. In: . Zář 2015, s. 1-23 [cit. 2018-12-14]. Dostupné z: <https://www.nepolysomnographic.com/upload/Respiratory%20Effort%20Measurements%20During%20Polysomnography.pdf>
- [7] GJEVRE, JA Taylor-Gjevre, Regina Skomro, Robert Reid, J Fenton, Mark Cotton, David. (2011). Comparison of Polysomnographic and Portable Home Monitoring Assessments of Obstructive Sleep Apnea in Saskatchewan Women. Canadian respiratory journal : journal of the Canadian Thoracic Society. 18. 271-4. 10.1155/2011/408091.
- [8] JCSM - Clinical Practice Guideline for Diagnostic Testing for Adult Obstructive Sleep Apnea: An American Academy of Sleep Medicine Clinical Practice Guideline. Journal of Clinical Sleep Medicine - Research & Review Articles in Sleep Medicine [online]. Dostupné z: <http://jcsm.aasm.org/ViewAbstract.aspx?pid=30972>
- [9] HOBZOVÁ. Syndrom obstrukční spánkové apnoe. Interní Med. 2010; 12(3): 148-151

- [10] LM\*58 datasheet [online]. 12 2014, , 1:40 [cit. 2019-05-17]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2904-n.pdf>
- [11] LM555 datasheet [online]. , 1:26 [cit. 2019-05-18]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm555.pdf>
- [12] MARŠÁLEK. Antidepresiva a architektura spánku u velké deprese. Psychiatrie pro praxi [online]. 2005, 5, 128-132 [cit. 2018-12-29]. Dostupné z: [https://www.psychiatriepropraxi.cz/artkey/psy-200503-0005\\_Antidepresiva\\_a\\_architektura\\_spanku\\_u\\_velke\\_deprese.php](https://www.psychiatriepropraxi.cz/artkey/psy-200503-0005_Antidepresiva_a_architektura_spanku_u_velke_deprese.php)
- [13] MYSLIVEČEK, Jaromír. Základy neurověd. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-088-1.
- [14] MIKROFON datashet [online]. , 1:3 [cit. 2019-05-17]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.643-026.1.pdf>
- [15] MAYO CLINIC. In: Mayo Clinic [online]. [cit. 2019-05-15]. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/polysomnography/about/pac-20394877?p=1>
- [16] NATUS: Embletta MPR. In: Cephalon [online]. [cit. 2019-05-16]. Dostupné z: [https://www.cephalon.eu/wp-content/uploads/2013/09/Natus\\_Embletta\\_MPR\\_brochure\\_low.pdf](https://www.cephalon.eu/wp-content/uploads/2013/09/Natus_Embletta_MPR_brochure_low.pdf)
- [17] NEVŠÍMALOVÁ. Vztah spánku a jeho poruch ke kvalitě života. Psychiatr. pro Praxi; 2007; 2: 72–76
- [18] POLYSOMNOGRAM. In: MedScape [online]. 2018 [cit. 2019-05-15]. Dostupné z: <https://img.medscapestatic.com/pi/meds/ckb/05/7205tn.jpg>
- [19] SEKORA, Jiří Ing. Fonokardiografie: prezentace ALDT. Brno, 2018.
- [20] SPI Arduino introduction [online]. [cit. 2019-05-19]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Reference/SPI>

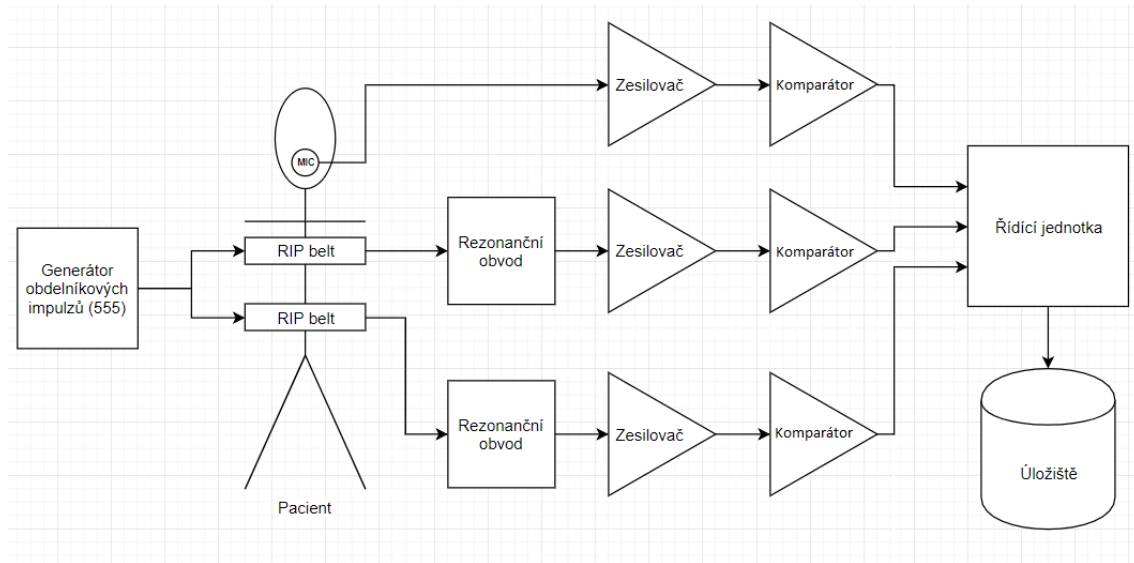
- [21] SÉRIOVÁ ROZHRANÍ SPI, Microwire, I2 C a CAN [online]. 2002, , 1:3 [cit. 2019-05-19]. Dostupné z: [http://home.zcu.cz/~dudacek/NMS/Seriova\\_ozhrani.pdf](http://home.zcu.cz/~dudacek/NMS/Seriova_ozhrani.pdf)
- [22] TUCK [online]. [cit. 2018-12-28]. Dostupné z: <https://www.tuck.com/sleep-apnea/>
- [23] RIP BELT. In: Cephalon [online]. [cit. 2018-12-29]. Dostupné z: [https://shop.cephalon.eu/Temp/Images/1005/Shop01/7/Cephalon-belt—20-m,-disposable,-RIP-technology,-XactTrace-\(Embla-part-no1421000\)-Use-with-1421020-&-1421022-010461-N-885.jpg](https://shop.cephalon.eu/Temp/Images/1005/Shop01/7/Cephalon-belt—20-m,-disposable,-RIP-technology,-XactTrace-(Embla-part-no1421000)-Use-with-1421020-&-1421022-010461-N-885.jpg)
- [24] OŠLEJŠÍKOVÁ-VAŠUTOVÁ, K. (2007). Restless Legs Syndrome - Syndrom neklidných nohou. Prakt. Lékáren., 3(6), 267-269.
- [25] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. Velký lékařský slovník. 10. aktualizované vydání. Praha: Maxdorf, [2015]. Jessenius. ISBN 978-80-7345-456-2

# PŘÍLOHY

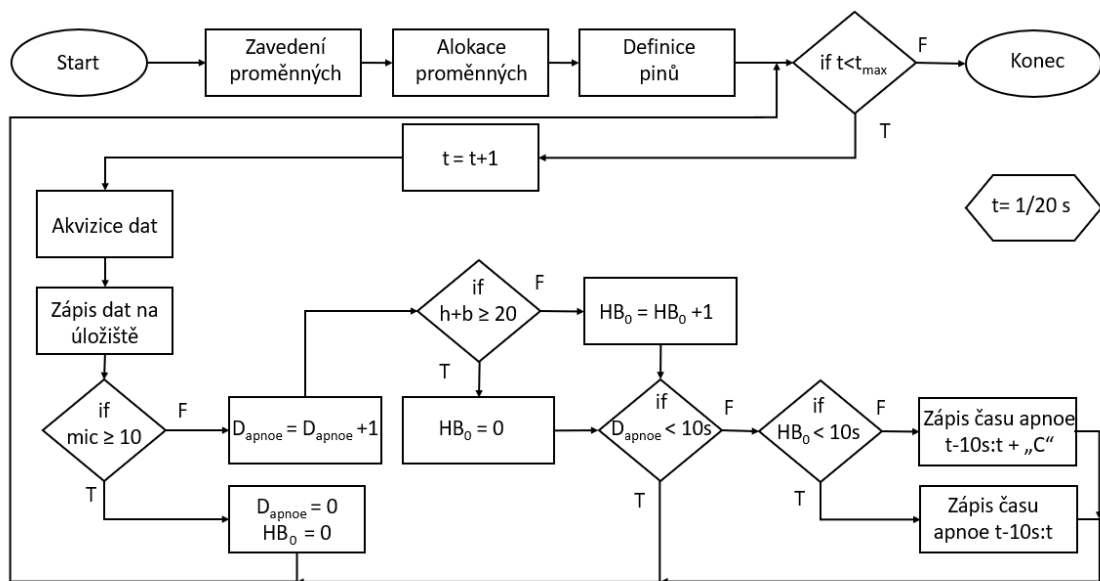
## SEZNAM PŘÍLOH

A Návrh zařízení	II
B Ověření návrhu	II

# A NÁVRH ZAŘÍZENÍ

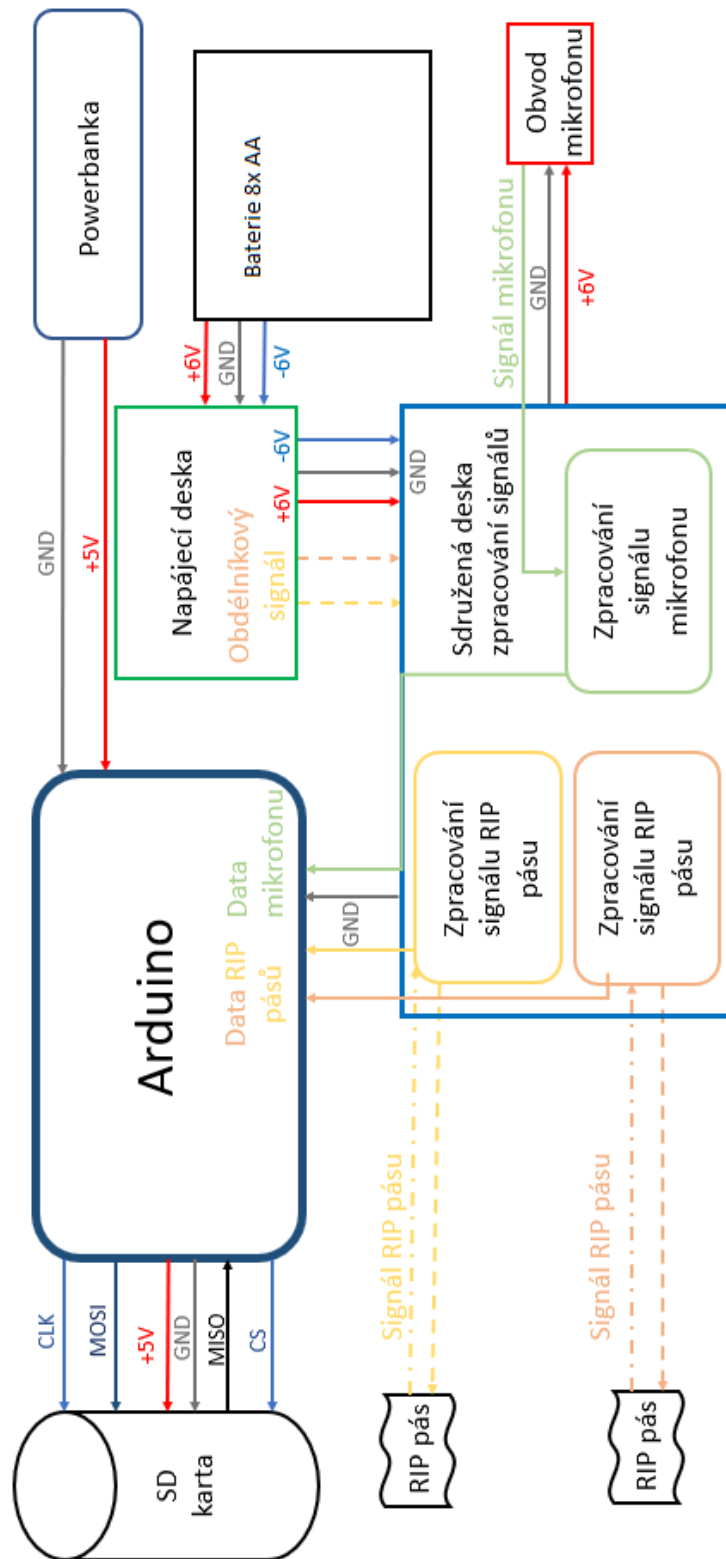


Obr. A.1: Návrh zařízení



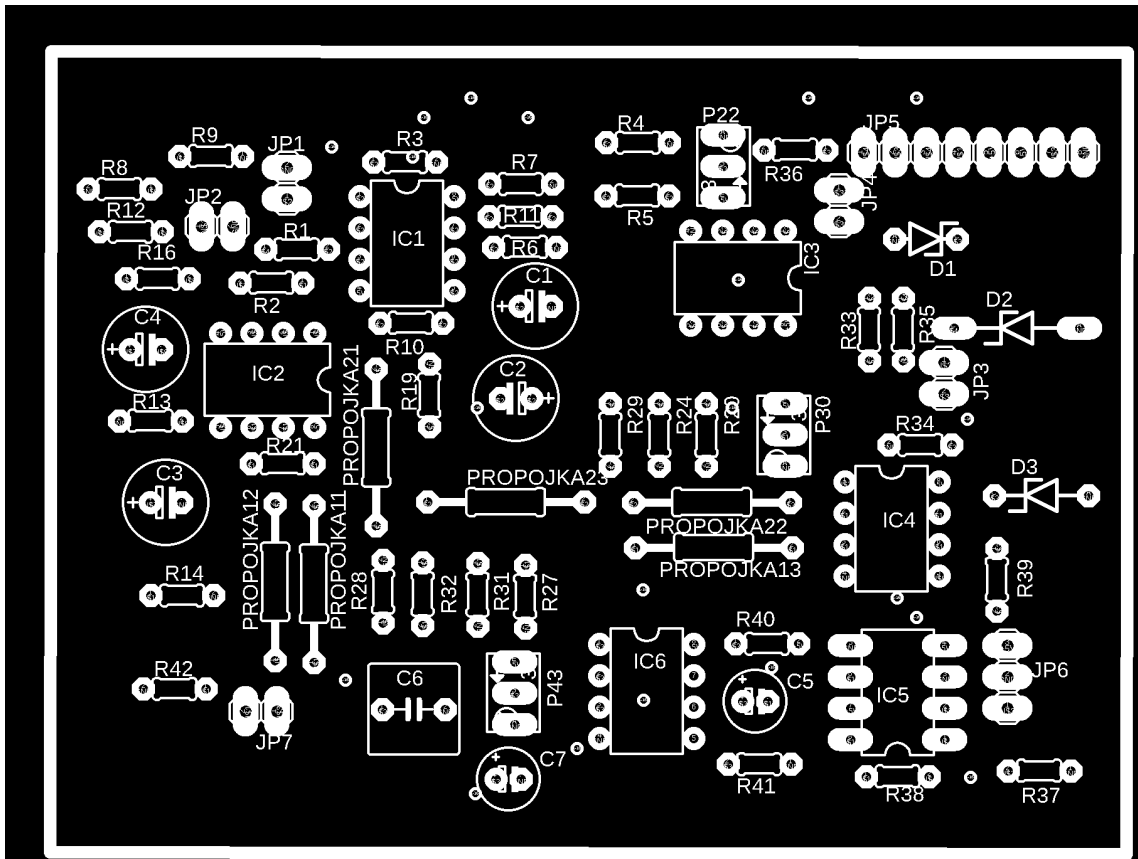
Obr. A.2: Vývojový diagram programu

## B OVĚŘENÍ NÁVRHU

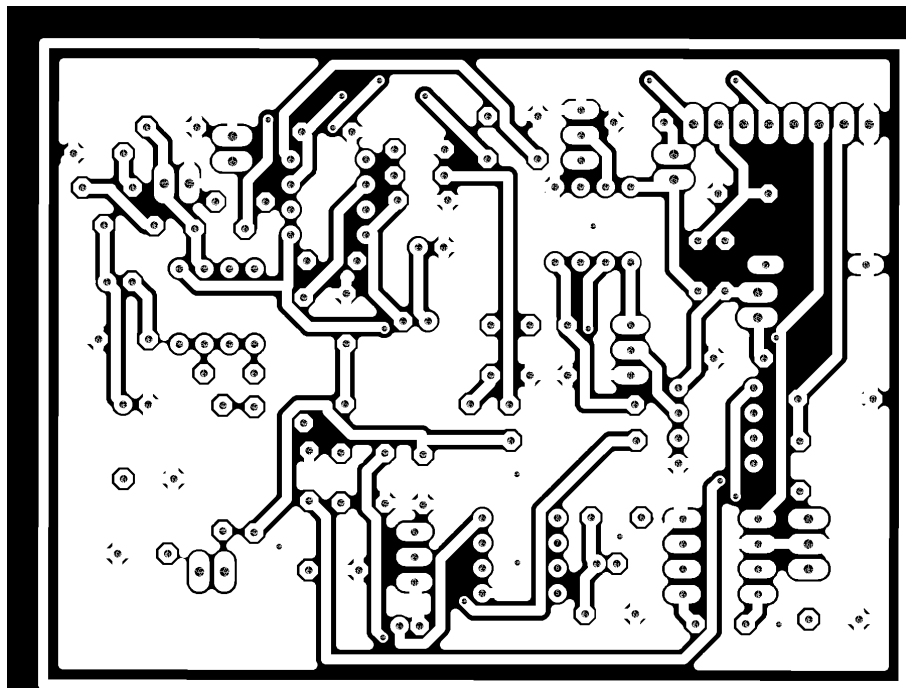


Obr. B.1: Schéma elektrického propojení modulů a desek

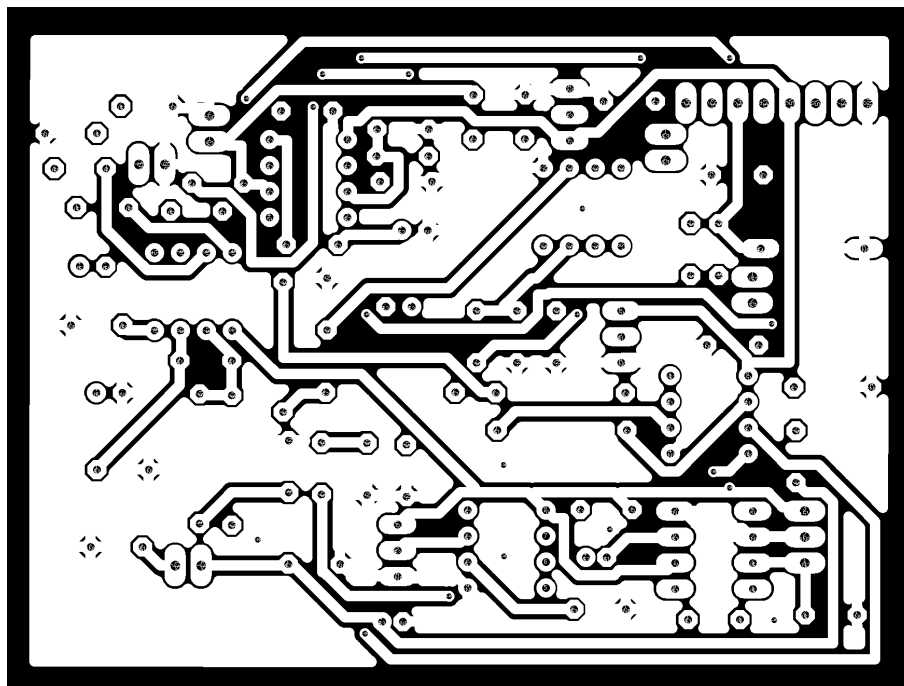




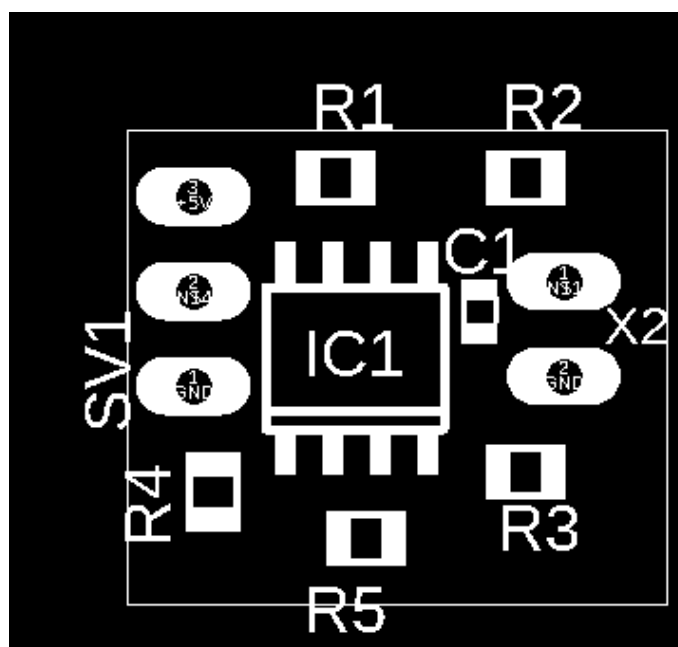
Obr. B.2: Rozložení součástek na desce zpracování signálu, 64,84x87,58 mm



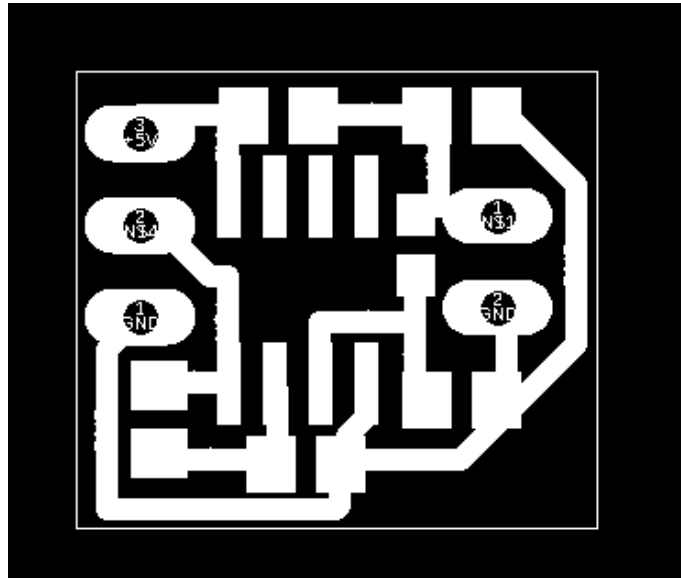
Obr. B.3: Návrh vrchní vrstvy spojů DPS zpracování signálů



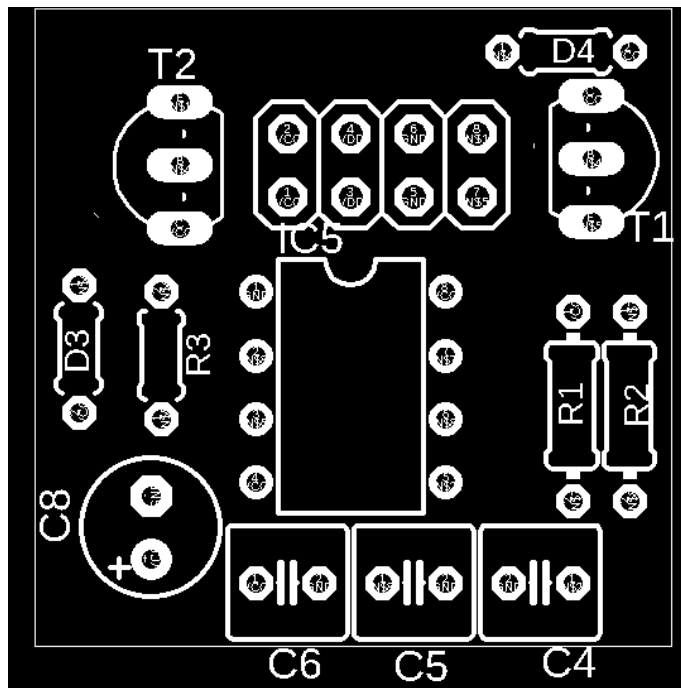
Obr. B.4: Návrh spodní vrstvy spojů DPS zpracování signálů



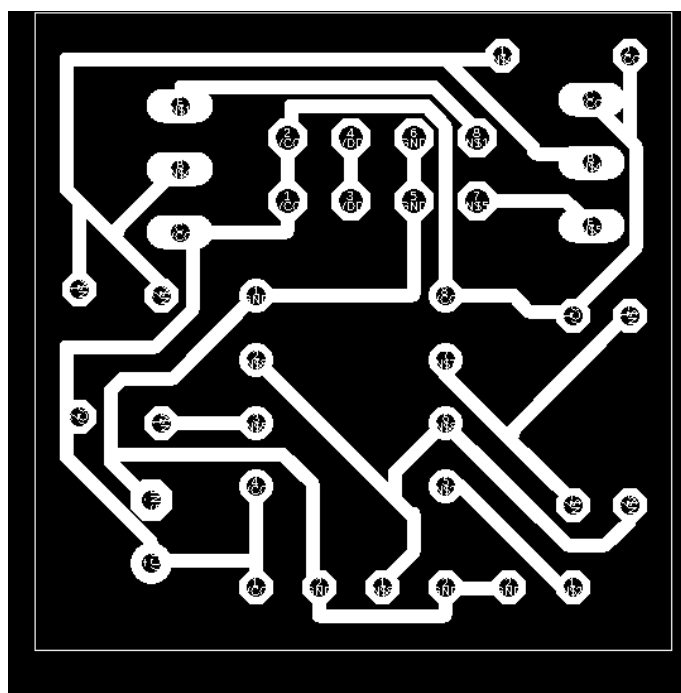
Obr. B.5: Rozložení součástek na desce mikrofonu, 12,69x14,40 mm



Obr. B.6: Návrh vrstvy spojů DPS mikrofon (top)



Obr. B.7: Rozložení součástek na desce napájení, 25,64x25,58 mm



Obr. B.8: Návrh vrstvy spojů DPS napájení (bottom)