

P r o h l á š e n í

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma " Měření respiračních zvuků" 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové 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 § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.“

V Brně dne :

Podpis:

P o d ě k o v á n í

Děkuji tímto panu Ing. Radimu Kolářovi, Ph.D. za cenné připomínky a rady při vypracování diplomové práce.

V Brně dne :

Podpis

ABSTRAKT:	4
1. ÚVOD	5
1.1 význam měření a zpracování respiračních zvuků.....	5
2. DÝCHACÍ SOUSTAVA ČLOVĚKA	6
2.1 Horní cesty dýchací	6
2.2 Dolní cesty dýchací	6
2.2.1 Průdušnice (trachea)	6
2.3 Plíce	7
2.3.1 Průduškový strom.....	7
2.3.2 Alveoly	8
2.3.3 Celková kapacita plic	8
2.4 Dýchání	8
2.5 Poruchy související s dýcháním a s dýchací soustavou	10
2.5.1 Astma	10
2.5.2 Hypoxie	10
2.5.3 Tuberkulóza	11
2.5.4 Rozedma plic	11
2.5.5 Rakovina plic.....	12
2.5.6 Zápal plic.....	12
3. RESPIRAČNÍ ZVUKY	13
3.1 Historie měření respiračních zvuků.....	13
3.2 Normální plicní zvuky.....	14
3.3 Normální průdušnicové zvuky.....	15
3.4 Spektrální analýza stochastických signálů	16
3.5 Stetoskop.....	18
3.5.1 Stetoskop „nové generace“	18
3.5.2 Zvuky, které je možno slyšet stetoskopem.....	19
3.6 Snímače respiračních zvuků.....	22
3.6.1 elektretový mikrofón s komorovou vazbou.....	22
3.6.2 akcelerometr.....	23
3.6.3 Další snímače, které je možno použít při měření respiračních zvuků.....	24

<u>4. REALIZACE ZESILOVAČE RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ.....</u>	<u>25</u>
4.1 vlastnosti ideálního zesilovače biologických signálu.....	25
4.2 Požadované vlastnosti v praxi používaných zesilovačů pro biologické signály	25
<u>4.3 SCHÉMA ZAPOJENÍ ZESILOVAČE PRO MĚŘENÍ RESPIRAČNÍCH</u>	
<u>ZVUKŮ.....</u>	<u>28</u>
4.3.1 HODNOTY POUŽITÝCH SOUČÁSTEK	28
<u>Minimální zesílení zesilovače.....</u>	<u>29</u>
<u>Maximální zesílení zesilovače.....</u>	<u>29</u>
4.4 Naměřené frekvenční charakteristiky zesilovače OPO7.....	30
4.4.1 Úprava zapojení zesilovače respiračních zvuků.....	31
4.5 Nově naměřené frekvenční charakteristiky zesilovače MAA 741.....	31
4.6 Zhodnocení funkce zesilovače	33
4.6.1 Mezní hodnoty MAA 741	33
4.6.2 Mezní hodnoty OPO7.....	34
<u>Vstupní rozdílové napětí $\pm 14V$.....</u>	<u>34</u>
4.7 Použitý elektretový mikrofon pro měření respiračních zvuků.....	35
<u>5. ČASOVĚ- FREKVENČNÍ ANALÝZA SIGNÁLŮ.....</u>	<u>36</u>
5.1 časový průběh a spektrogramy <u>NEspojitých respiračních zvuků - praskot; pro</u>	
<u>různou délku okna a posun okna.....</u>	<u>37</u>
5.2 časový průběh a spektrogramy <u>normálních respiračních zvuků;průdušnicový</u>	
<u>zvuk, pro různou délku okna a posun okna.....</u>	<u>41</u>
5.3 časový průběh a spektrogramy <u>spojitých respiračních zvuků;sípavý zvuk, pro</u>	
<u>různou délku okna a posun okna.....</u>	<u>43</u>
5.4 zhodnocení výběru délky okna	45
<u>6. ZPRACOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ V LABVIEW</u>	
<u>.....</u>	<u>46</u>
6.1 LabVIEW	46
6.2 Programové řešení měření respiračních zvuků.....	46
6.3 Popis funkce jednotlivých bloků.....	49
6.4 Použitá měřicí karta PCI 6221 National instruments	50
<u>7. ZÁVĚR.....</u>	<u>51</u>

8. POUŽITÁ LITERATURA.....52

9. PŘÍLOHY.....53

ABSTRAKT:

Gottvald Martin, Měření respiračních zvuků. Bakalářská práce. Brno 2008

Předmětem této bakalářské práce je analýza a měření respiračních zvuků, s využitím digitalizační měřicí karty a prostředí LabView. V práci je popsán dýchací systém jako celek a poté i jeho jednotlivé části a poruchy související s dýchacím ústrojím. Dále je popsána konstrukce zesilovače respiračních zvuků, který vzhledem k rušení měřeného signálu síťovým kmitočtem (50 Hz) a tím pádem i značného zkreslení signálu, nebyl pro tuto práci použit. Pro zpracování v prostředí Matlab tedy byly využity již dříve naměřené zvuky. V prostředí LabView, byl navržen měřicí program, v kterém je možno signál načíst z výstupu měřicí karty a dále zpracovávat.

Klíčová slova: dýchací systém, respirační zvuky, měření signálu, analýza signálu

Respiratory sounds measurment

This thesis deals with respiratory sounds analysis and measurment using digitalizing measuring cards and LabView environment. The anatomy of respiratory system is described, including each of its fractions and disturbances related to the respiratory system. The design of respiratory sounds amplifier is described, but wasn't used considering the interferences of measured signal caused by the power-line frequency which results in substantial distortions. That's why, the previously recorded respiratory sounds were used for analysis in Matlab. The measuring program was designed in LabView, which allows signal recording from using acquisition card input and further processing.

Key words: Respiratory system, inspiratory sounds, signal measuring, signal analysis

1. ÚVOD

1.1 VÝZNAM MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ

Měření respiračních zvuků má velmi dlouhou historii, průlomem bylo když francouzský lékař René Laence v roce 1816 objevil stetoskop, bylo možné tedy poslouchat zvuky, vznikající při dýchání. Od této doby se postupem vědy, jak lékařské, tak technické mnohé změnilo. Stetoskop se sice ve velmi zdokonalené formě oproti původnímu používá dodnes. Ovšem pro stanovení přesného diagnózy, přestával stačit. Využití moderních programů, počítačů a velmi citlivých snímačů, které jsou určeny přímo pro měření tělesných vibrací, dodává lékařům úplně jiný pohled na dýchací cesty. Díky tomu jsou schopni naměřené zvuky rozfázovat na malé části, zjistit frekvenční závislosti, spektrum daného signálu a tím pádem analyzovat konkrétní onemocnění pacienta.

2. DÝCHACÍ SOUSTAVA ČLOVĚKA

Je to soubor orgánů, zajišťující výměnu plynů mezi krví a vnějším prostředím.

2.1 HORNÍ CESTY DÝCHACÍ

Začínají nosní dutinou, která je spojena s nosními dutinami v okolních lebečních kostech. V horní části nosní dutiny jsou jemné řasinky. Ty se neustále pohybují a posouvají hlen, který se tvoří na povrchu sliznice. V hlenu se zachycují částičky prachu, různé bakterie přítomné ve vzduchu a jsou tímto způsobem z dýchacích cest odstraňovány. Vzduch se v dutině nosní zbavuje prachu a nečistot, zvlhčuje a přehřívá. Z nosní dutiny prochází vzduch do nosohltanu. Zde se nachází mízní uzlina – nosohltanová mandle, která po 5. roce života zpravidla zakrňuje. Další dvě uzliny- patrové mandle, jsou po obou stranách hltanu.

2.2 DOLNÍ CESTY DÝCHACÍ

Začínají hrtanem. Zde jsou hlasivkové vazy, které vytvářejí hlasovou štěrbinu. Chvěním hlasových vazů a sloupce vzduchu vzniká při výdechu hlas. Muži mají hlasové vazy delší, a proto i jejich hlas je hlubší. Z hrtanu proudí nadechnutý vzduch do průdušnice.

2.2.1 Průdušnice (trachea)

Je to trubice s průměrem asi 2 cm která se v hrudníku dělí na 2 průdušky.

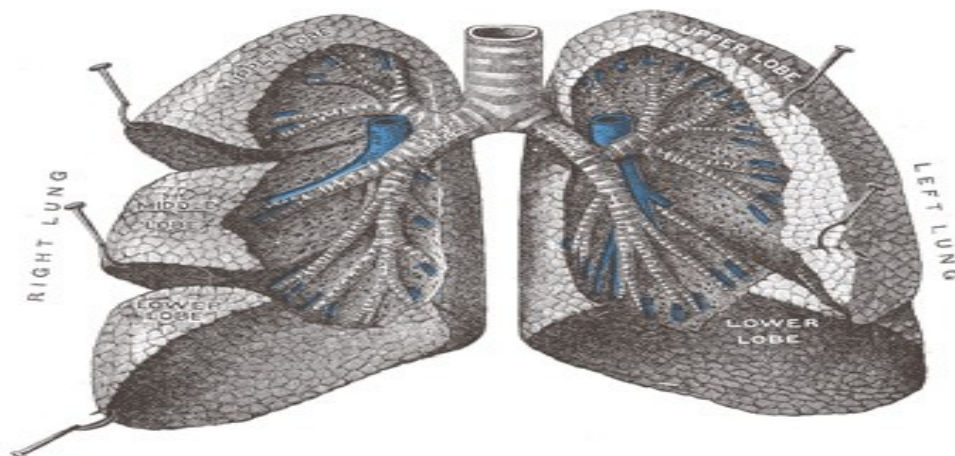
2.3 PLÍCE

Hlavní část dýchacího systému. Na povrchu jsou hladké, zdravé plíce jsou narůžovělé je to houbovitý vzduchem naplněný párový orgán ve tvaru jehlanu (levá plíce je menší než pravá). Jsou chráněny žebry (při zlomenině hrozí propíchnutí plíce, což je životu nebezpečné) Plíce jsou rozčleněné na laloky, u člověka má pravá plíce tři laloky , menší levá má dva. Třetí lalok pravé plíce- lalok přídavný je v prostoru mezi velkými žilami a srdcem. Každý lalok je dále rozdělen vazivovými přepážkami na bronchopulmonální segmenty. Každý segment má vlastní přívod vzduchu a krve. Segmenty jsou dále rozděleny na lalůčky. Vnitřek plic se skládá z rozvětvlujících se průdušek, zde dochází k výměně plynů. Průduška, která vstupuje do plic plicní brankou, se 25krát větví. Tvoří tak průduškový strom.

2.3.1 Průduškový strom

Hlavní průduška --> lalokové průdušky --> segmentální průdušky --> subsegmentální průdušky --> terminální průdušky

V průběhu větvení se mění stavba stěny průdušek, hlavní průduška má podobnou stavbu stěny jako průdušnice, je tvořena chrupavkou. S každým dalším větvením chrupavky ubývá a relativně přibývá hladké svaloviny. Sliznice je pokrytá řasinkovým epitelem, řasinky kmitají směrem ven a pomáhají odstraňovat nečistoty



Obr. 1 Větvení hlavní průdušnice

2.3.2 Alveoly

Jsou tenkostěnné váčky, zde probíhá difúze dýchacích plynů. Stěna Alveola je složena z vrstvy velmi tenkých buněk – pneumocytů.

2.3.3 Celková kapacita plic

Objem plynu obsažený v plicích po maximálním vdechu, je rovna součtu vitální kapacity a reziduálního objemu -> u dospělého muže asi 6 l.

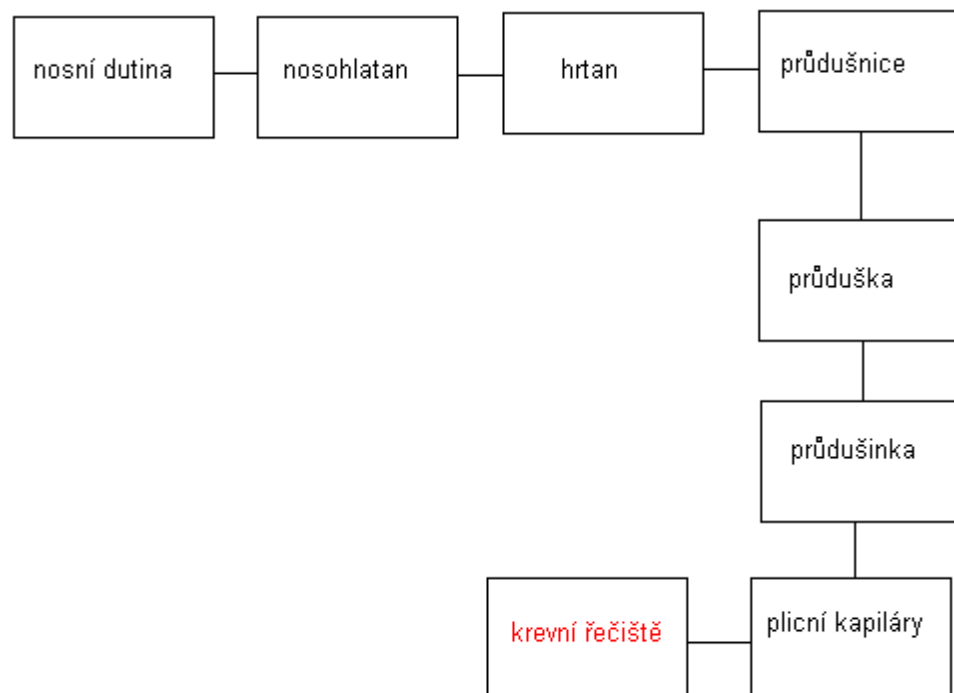
- Vitální kapacita plic: maximální objem vzduch, který může být vypuzen z plic usilovným výdechem po maximálním nádechu (4,8l u muže 3,2l u ženy).
- Reziduální objem: je objem plynu který zůstane v plicích po maximálním výdechu.

Plicní kapacity závisí na velikosti a vývoje každého člověka, u trénovaných sportovců jsou větší. Kapacitu a objem plic lze měřit spirometrem.

2.4 DÝCHÁNÍ

Je to tzv. výměna plynů. Kyslík z nadechnutého vzduchu přechází do krve difúzí přes alveolo-kapilární membránu Dýcháním zásobují plíce tělo kyslíkem, bez kterého by většina tělesných buněk žila jen několik minut. Buňky využívají kyslík, který se spojí s vodíkem a jinými prvky získaných z potravy, pro přeměnu na energii a teplo. Při tomto metabolickém ději v buňkách vzniká voda, CO₂ a další odpadní látky které jsou z těla dýcháním vyloučeny. Veškerý proces nadechnutí a vydechnutí vzduchu, výměna plynu, rozdělení kyslíku do buněk a vylučování CO₂ se nazývá pulmonální funkce. Dospělá osoba v klidovém stavu nadechuje a vydechuje 6-7 litrů vzduchu za minutu což odpovídá frekvenci 12-14 dechů za minutu. Na jeden nádech spotřebuje člověk asi 0,25l kyslíku a vydechne asi 0,2l oxidu uhličitého.

Při nádechu je vzduch nasáván nosem a ústy, do průdušnice, tak je rozdělena na dvě průdušky, každá z nich ústí do obou plicí. Vzduch jimi prochází a postupuje soustavou stále menších a menších trubiček, které končí v plicních sklípcích . Každý sklípek je protkán krevními cévkami, kyslík prolíná stěnami sklípku do krve, který pak červené krvinky roznáší po těle. Těchto plicních sklípků je v těle přes 300 milionů a jejich celková plocha je 40-80m². Když dýcháme, prsa a žebra se stahují a natahují, tento pohyb ovládá svalový plát- bránice. Při vdechování se bránice stahuje, pohybuje se směrem dolů a vzduch vniká do plic, při výdechu se bránice uvolňuje, pohybuje se směrem nahoru a vytlačuje vzduch z plic.



Obr. 2 řetězec dýchání

2.5 PORUCHY SOUVISEJÍCÍ S DÝCHÁNÍM A S DÝCHACÍ SOUSTAVOU

2.5.1 Astma

Asthma slovo řeckého původu a označuje dechovou nedostatečnost. Jeho příčinou je zánětlivá reakce v průduškové sliznici, jako obrana na některé látky z okolí, které se do průdušek dostávají při dýchání. Tyto látky nazýváme alergeny. Ty vyvolávají u některých lidí prudkou reakci imunitního systému tzv. alergickou reakci. Alergenem je například pylové zrno, produkty plísní, roztočů, potraviny nebo srst domácích zvířat. K tomu, aby člověk reagoval alergicky, musí mít vrozené vlohly. Alergický člověk reaguje jen na ty alergeny, na které je přecitlivělý. U astmatika jsou průdušky nadměrně dráždivé, při styku s alergenem dochází k jejich zúžení stahem svaloviny ve stěně, navíc dochází k otoku sliznice a zvýšené tvorbě hlenu. . Při závažném uzávěru průdušek vzniká těžká dušnost, která může nemocného ohrozit na životě. K potlačení se používá sprej. V nejhorších případech je možné přistoupit i k chirurgickému odstranění příčin onemocnění.

2.5.2 Hypoxie

Je obecně nedostatek kyslíku pro tělesný metabolismus. Je způsobena špatnou funkcí některého článku dopravy kyslíku k buňkám organismu.

Existuje několik druhů:

- Hypoxická hypoxie: je způsobena malým parciálním tlakem kyslíku, nebo jeho malá koncentrace ve vdechovaném vzduchu. Krev nemůže být okysličená protože kyslík neprojde přes stěny plicních sklípků.
- Anemická hypoxie: červené krvinky nejsou schopné vázat a přenášet kyslík v dostatečném množství. Způsobuje jí nedostatečný počet krvinek.
- Cirkulační hypoxie: červené krvinky nesou kyslík, ale krev neteče k buňkám. Nastává například při selhání srdce.
- Histotoxická hypoxie: buňky nejsou schopné kyslík zužitkovat. Nastává při otravě alkoholem, předávkování drogami nebo jinými látkami.

2.5.3 Tuberkulóza

Je celosvětově rozšířené infekční onemocnění způsobené tuberkulózními bacily. Patří mezi nejstarší doložené nemoci a provází lidstvo v celé jeho historii. Toto onemocnění bylo prokázáno u kosterních pozůstatcích prehistorických lidí žijících před 8 000 lety. V průběhu 20. století, v důsledku zlepšujících se životních podmínek, systematického boje proti tuberkulóze a hlavně po objevení a zavedení účinných léků do klinické praxe, postupně počet onemocnění tuberkulózou klesl. Celosvětově je ročně zjišťováno téměř 9 milionů nových onemocnění. Z toho 95 % je v rozvojových zemích. Česká republika je v mezinárodním srovnání mezi zeměmi s příznivou epidemiologickou situací a je srovnatelná se západoevropskými zeměmi. Infekce se přenáší vzduchem ve formě drobných kapének o průměru od 1 do 5 μm , které vylučuje nemocný s plicní tuberkulózou při kašli, kýchání a mluvení. Bakterie tuberkulózy napadají nejčastěji plíce, a to z 85% (ale i hrtan, střeva, ledviny, kosti). Vznikají přitom uzlíky- tzv. Tuberkuly, které mohou během hojení zvápenět, nebo se rozpadnout a pokračuje další šíření této nemoci.

2.5.4 Rozedma plic

Jedná se o chronickou plicní nemoc. Pro tuto chorobu je typické zúžení dýchacích cest a zároveň při rozedmě dochází k destrukci plicních sklípků. Jde o změny, které jsou trvalé, nezvratné a léčba je zaměřena především na zpomalení další progresu onemocnění. Hlavní příčinou vzniku této choroby je dlouhodobé kouření tabáku a cigaret.

2.5.5 Rakovina plic

Ještě na počátku minulého století byla rakovina plic poměrně vzácným onemocněním. Do středu veřejného zájmu se nemoc dostala díky rozšířené konzumaci cigaret. Vzhledem ke snadné dostupnosti se cigareta brzy stala nezbytným společenským doplňkem. První důkazy o souvislosti kuřáctví s rakovinou plic začali lékaři přinášet již ve 30. letech minulého století. Následné vědecké studie pak tento závěr definitivně potvrdily. Rakovina plic je nejčastějším nádorovým onemocněním. Příčinou vzniku rakoviny plic je především působení látek způsobujících zhoubné bujení – tzv. kancerogenů. Nejvýznamnější skupinou jsou tzv. N-nitrosaminy. Tyto látky způsobují vznik nádoru již ve velmi malém množství a jejich účinek je přímo závislý na dávce. Příjem těchto látek s potravou (např. v uzeninách), prostřednictvím kosmetických přípravků a zemědělských produktů je v podstatě zanedbatelný. Jejich nejhojnějším zdrojem jsou právě tabákové výrobky. Kouřením se vystavujeme až desetkrát většímu množství nitrosaminů, než je souhrn všech kancerogenů, které nás jinak v běžném životě ohrožují

2.5.6 Zápal plic

Je akutní onemocnění plic a dýchacího systému. Může být způsoben řadou příčin viry, bakteriemi, plísněmi, ale i chemickými látkami.

3. RESPIRAČNÍ ZVUKY

Názvy jednotlivých respiračních zvuků trpěli dlouho nepřesností, byly odvozeny z originálů naměřených Leannecem a přeloženy do angličtiny. Pojmenování a charakteristika jednotlivých zvuků bylo velmi obecné (vlhký a suchý chrapot, šelest, syčení) a rychle se rozvíjejícímu zájmu o toto lékařské odvětví, přestaly stačit. V roce 1985 na setkání International Lungu Sounds Association byly, na základě již známých zvuků jasně a pevně definované druhy a skupiny respiračních zvuků. (jako například pěkné a hrubé praskoty, sípání, chrapot.)

Respirační zvuky jsou produktem vířivých a turbulentních toků plicních cest během nádechu a výdechu vzduchu. V posledních letech velmi, vzrostl zájem o počítačové zpracování respiračních zvuků. Výsledné naměřené zvuky obsahují i šelesti v hrudní dutině, šumy snímačů a mohou také obsahovat náhodné zvuky, jsou tedy mírně zkreslené. Odborníci si slibují od použití velmi přesných měřicích metod, úplné odstranění těchto šumů a zkreslení tím pádem i nový náhled do celkového akustického systému dýchání. Velmi také záleží na zdravotním a psychickém stavu měřené osoby.

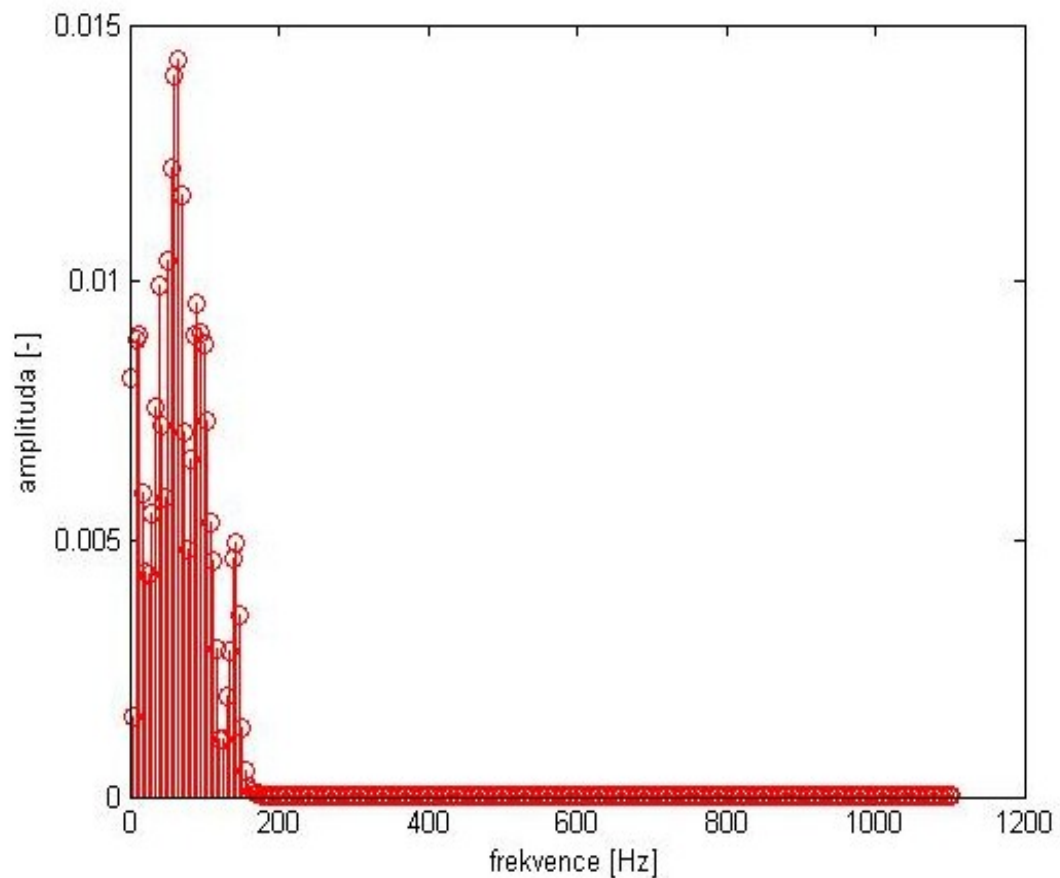
3.1 HISTORIE MĚŘENÍ RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ

Ucho k pacientově hrudi přikládali lékaři již ve starověkém Řecku. Pak se na tuto metodu vyšetřování srdce a plic zapomnělo a opět se začala používat až v Renesanci. Poprvé začal měřit s přístrojem v roce 1819 René Théophile Hyacinthe Laennec. Definoval u člověka plicní onemocnění a respirační zvuky. V roce 1921 vynalezl stetoskop, (na svůj vynález přišel poměrně omylem, pro poslech pacienta byly vyžity stočené listy papíru). První skutečný stetoskop byl v podobě dřevěné 23 cm dlouhé a 4 cm široké trubičky. Ta se pak v různých obměnách používala až do roku 1851, kdy Arthur Leared nahradil dřevo pryží, připojil olivky do uší a v podstatě tak vytvořil moderní prototyp stetoskopu, který se používá dodnes.

3.2 NORMÁLNÍ PLICNÍ ZVUKY

Respirační a náhodné zvuky slyšitelné na hrudi zdravé osoby jsou tzv. normální plicní zvuky. Je to zvuk smíšený a snadno rozpoznatelný od ostatních kardiovaskulárních zvuků. Frekvenční pásmo, které je zajímavé z lékařského pohledu, se pohybuje kolem několika desítek Hz. Spektrum plicních zvuků je zbaveno diskrétních vrcholů .

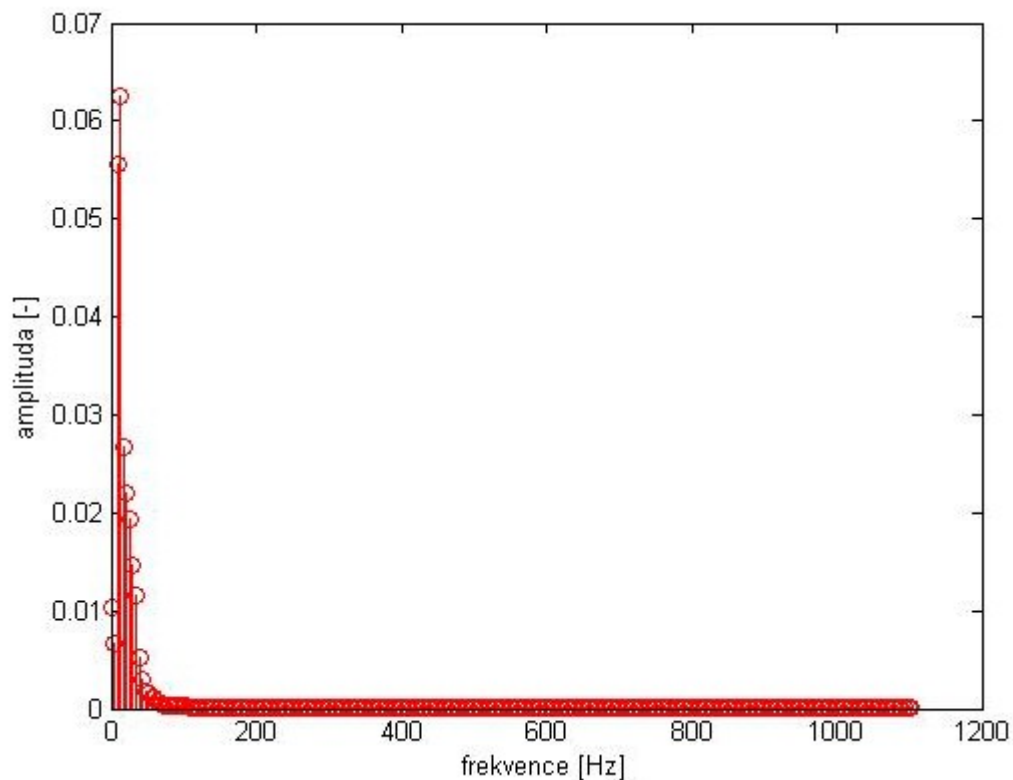
Graf 3.1. výkonové spektrum normálních respiračních zvuků u zdravého člověka



3.3 NORMÁLNÍ PRŮDUŠNICOVÉ ZVUKY

Jsou slyšitelné na hrudní kosti a na krku. Momentálně jsou objektem velkého zájmu odborníků. Frekvenční rozsah těchto zvuků je mnohem menší než u respiračních zvuků. Proto jsou mezi sebou i jednoduše rozeznatelné. S výjimkou dětí a osob s krátkým krkem je umístění senzoru poměrně jednoduché a nehrozí zde žádná interference. Měření průdušnicových zvuků poskytují cenné a v některých případech jedinečné informace o zdravotním stavu horních cest dýchacích.

Graf 3.2 výkonové spektrum průdušnicových zvuků u zdravého člověka



3.4 SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA STOCHASTICKÝCH SIGNÁLŮ

Při spektrální analýze stochastických signálů nám jde o výpočet výkonového spektra signálu a jeho následnou analýzu. Jedná se tedy o transformaci signálu z časové oblasti do oblasti kmitočtové, kde je obvykle tato analýza snadněji proveditelná. Ztrácíme tak informaci o čase a proto tato analýza má smysl pouze pro procesy stacionární. Pro výpočet spekter pomocí DFT byla použita metoda periodogramu.

Odhad výkonového spektra metodou periodogramu :

$$S_{XX}(k) = \left\{ \frac{1}{N} X_w(k) X_w^*(k) \right\} = E \left\{ \frac{1}{N} |X_w(k)|^2 \right\} \approx \frac{1}{M} \sum_{w=1}^{W_M} \frac{1}{N} |X_w(k)|^2$$

(rovnice 1)

Výkonové spektrum učíme jako souborovou střední hodnotu kvadrátů spekter jednotlivých realizací.

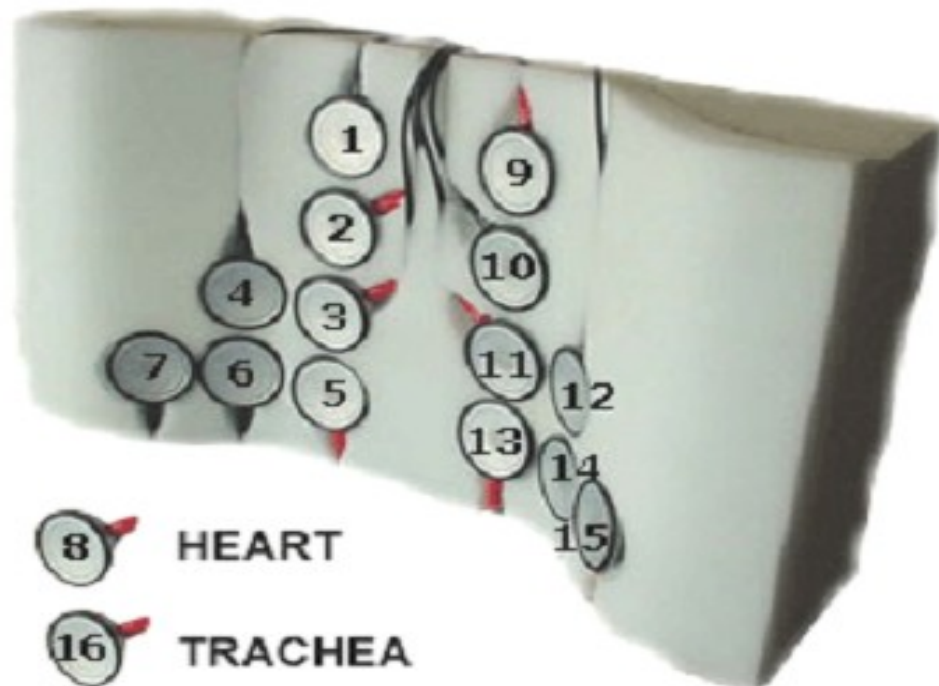
Máme změřeno M realizací x_w , každá má délku N , z nich určíme kvadrát spektra $|X_w(k)|^2$ a zprůměrnujeme. Výkonové spektrum je funkce deterministická.

Tabulka 1 nejvýznamnějších respirační zvuky

Respirační zvuk	Mechanismy	Původ	Akustika
Základní zvuky			
Normální plicní zvuky	Turbulentní proudění vzduchu a neznámé mechanismy	Dýchací cesty	Rozsah od 100Hz do 1kHz
Normální průduškové zvuky	Narážející na stěny dýchacích cest	Hltan, průdušnice, dýchací cesty	Rezonanční zvuky, rozsah od 100Hz do 3kHz
náhodné zvuky			
Sípavé zvuky	Kmitání dýchacích cest	Centrální a nižší dýchací cesty	Sinusovka (~100V, 1kHz; trvání typicky > 80ms)
Chrapot		Velké dýchací cesty	Rychle tlumené sinusovky typicky <300Hz a trvání > 100ms)
Praskot		Centrální a velké dýchací cesty	Rychle tlumená vlnová odchylka(doba trvání 20ms)



Obr. 3 Počítačové měření respiračních zvuků



Obr. 4 16 bodů pro měření respiračních zvuků

3.5 STETOSKOP

Navzdory vysoké ceně moderních stetoskopů, zůstávají jednouchým prostředníkem pro přenos zvuku mezi tělem pacienta a ušima vyšetřujícího. Naslouchátko funguje jako rezonátor. Je kovové, opatřené membránou (zachycuje zvuk se střední frekvencí: 250 - 1500 Hz), nebo bez membrány - lépe přenáší zvuk u nižších frekvencí (40 - 250 Hz). Mohou selektivně zesílit nebo zeslabit zvukové spektrum klinického zájmu. Další využití najdeme při měření krevního tlaku či při poslechu plodu v těhotenství.

3.5.1 Stetoskop „nové generace“

Odborníci z US Army Aeromedical Research vyvinuli nyní stetoskop, který je využitelný v prostředí, kde okolní hluk dosahuje 120 decibelů. Nový přístroj pracuje

na principu vysílání ultrazvukových vln o frekvenci 2,3 MHz. Tyto vlny prostupují naším tělem a odrážejí se od vnitřních orgánů. Když zvuková vlna narazí na něco, co se pohybuje, například naše srdce, nebo pulzující tepnu, projeví se dopplerův efekt a ten lze na odraženém signálu vyhodnotit. Změny ve frekvenci odražených vln jsou přístrojem transformovány do zvukové podoby a vyslány do sluchátek, které si lékař nasazuje do uší. Okolní hluk toto zařízení neruší, protože frekvence ultrazvukových vln s ním neinterferuje. Zařízení tedy pracuje na stejném principu, jakým se provádí ultrazvukové vyšetření těhotných žen. Proto i v tomto případě se vyšetření neobejde bez kontaktního gelu, kterým musí být místo přiložení sondy potřeno.

3.5.2 Zvuky, které je možno slyšet stetoskopem

Nad plicemi zdravého člověka je slyšet při nádechu měkký šelest, ten je projevem vnikání vzduchu do plicních sklípků, což je dokladem, že plicní tkáň je vzdušná. Nazývá se proto šelest sklípkový (alveolární). Při výdechu většinou není slyšet žádný šelest. Nad průdušnicí je možno slyšet i u zdravého člověka tzv. trubicový(bronchiální) šelest při vdechu i výdechu. Trubicový šelest je slyšet fyziologicky tam, kde jsou velké bronchy blízko hrudní stěny . Je projevem proudění vzduchu v těchto cestách.



Obr. 5 Lékařský stetoskop

3.6 SNÍMAČE RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ

Pro měření respiračních zvuků jsou nejčastěji jsou používány dva druhy snímačů.

3.6.1 elektretový mikrofon s komorovou vazbou

Je typem kondenzátorového mikrofonu, který pro svoji funkci využívá elektrické pole, to je vytvářeno elektretem, což je nevodivá hmotou, která je permanentně elektricky nabitá. V rytmu pohybu membrány se mění kapacita kondenzátoru a tím i napětí mezi deskami. Změny napětí jsou zpracovávány předzesilovačem (používá se tranzistor FET), který je součástí mikrofonu. Vyžadují napájení pro vestavěný předzesilovač. Různé velikosti a tvary komor ovlivňují celkovou frekvenční odezvu této vazby. Uspořádání s menší, kuželovitě zformovanou komorou jsou citlivější na vyšší zvukové kmitočty, ale také vysoce náchylný k hluku okolí. Dále sou používány především v nenáročných aplikacích - u počítačů, v telefonech.

3.6.2 akcelerometr

Je přímo určen pro měření tělesných vibrací. Obsahuje elektronický snímač, který je schopen do paměti zaznamenávat naměřené data. Má vestavěný předzesilovač s nízkou impedančním výstupem. Akcelerometr je uložen v polotuhém disku. Který může být umístěn na měřenou část těla. Ve srovnání s elektretovým mikrofonem mnohem dražší. Nejčastěji se používá Akcelerometr DeltaTron 4515-B.

3.6.2.1 Vlastnosti Akcelerometr DeltaTron 4515-B

- Dynamické parametry

napěťová citlivost $10 \pm \text{ mV/ms}^{-2}$

měřicí rozsah $\pm 500 \text{ ms}^{-2}(\text{g})$

frekvenční rozsah $> 2700 \text{ Hz}$

amplitudový rozsah $0,25\text{-}900 \text{ Hz}$

příčná citlivost $< 50\%$

- elektrické parametry

výstupní impedance $< 30 \Omega$

DC výstup $\pm 13 \pm 1 \text{ V DC}$

Ostatní parametry-

rozsah teplot při použití $-10 \text{ až } +70 \text{ }^\circ\text{C}$

hmotnost $0,345 \text{ Kg}$

3.6.3 Další snímače, které je možno použít při měření respiračních zvuků

3.6.3.1 elektrodynamické mikrofony

Obsahují membránu, se kterou je spojena kmitající cívka, pohybující se v magnetickém poli, dochází k indukovanému napětí, to je úměrné rychlosti změny akustického tlaku. Frekvenční rozsah 30Hz-15kHz.

3.6.3.2 Piezoelektrické mikrofony

využívá se piezoelektrického jevu, kdy při mechanickém namáhání určitých látek vzniká elektrický náboj. Frekvenční rozsah 1Hz-1kHz

3.6.3.3 Elektrostatické mikrofony

dvě od sebe izolované elektrody (jedna pevná, druhá pružná ve formě metalizované fólie, nebo kovové membrány) Kapacita cca 10-100pF frekvenční rozsah 50 -10kHz pro 3dB malé zkreslení, vysoká citlivost.

4. REALIZACE ZESILOVAČE RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ

Z důvodů, že frekvence respiračních zvuků začíná ne několika Hz až desítkách Hz bylo nutné sestavit zesilovač, aby bylo možno měření realizovat.

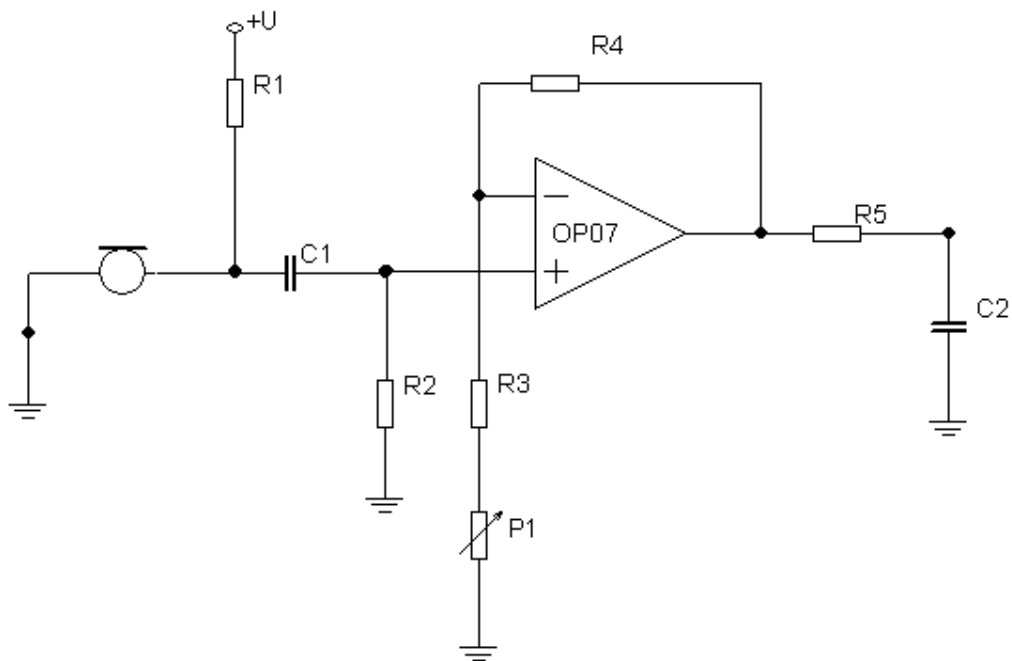
4.1 VLASTNOSTI IDEÁLNÍHO ZESILOVAČE BIOLOGICKÝCH SIGNÁLU

- Nekonečně vysoká hodnota napět'ového zesílení
- Nulová hodnota výstupní impedance
- Nekonečně vysoká hodnota vstupní impedance
- Nulový šum
- Oba vstupy na stejném potenciálu

4.2 POŽADOVANÉ VLASTNOSTI V PRAXI POUŽÍVANÝCH ZESILOVAČŮ PRO BIOLOGICKÉ SIGNÁLY

- Nesmí ovlivňovat měření
- Vysoký výstupní odpor
- Potřebný kmitočtový rozsah
- Minimální šum
- Snadná kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení

4.3 SCHÉMA ZAPOJENÍ ZESILOVAČE PRO MĚŘENÍ RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ



4.3.1 HODNOTY POUŽITÝCH SOUČÁSTEK

$$R_1 = 1 \text{ k}\Omega$$

$$R_2 = 30 \text{ k}\Omega$$

$$R_3 = 1 \text{ k}\Omega$$

$$R_4 = 1 \text{ M}\Omega$$

$$R_5 = 100 \text{ }\Omega$$

$$C_1 = 2,2 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_2 = 2,2 \text{ }\mu\text{F}$$

$$P_1 = 2,7 \text{ k}\Omega$$

Mezní frekvence byla zvolena $f_M = 2,5 \text{ Hz} \Rightarrow$ dopočítáme R_2

$$R_2 = \frac{1}{2\pi * f_M * C_1} = \frac{1}{2\pi * 2,5 * 2 * 10^{-6}} = 31,83 \text{ k}\Omega \quad (\text{rovnice 2})$$

4.3.1.1 Výpočet odporu R_5

Maximální frekvence zesilovaného signálu na výstupu byla zvolena $f = 4\text{kHz}$
a kondenzátor byl zvolen $C_2 = 2,2\ \mu\text{F}$

$$R_5 = \frac{1}{2\pi * f * C_5} = \frac{1}{2\pi * 4000 * 2 * 10^{-6}} = 39,78\Omega \quad (\text{rovnice 3})$$

byl tedy vybrán nejbližší rezistor v řadě a to 100Ω

Minimální zesílení zesilovače

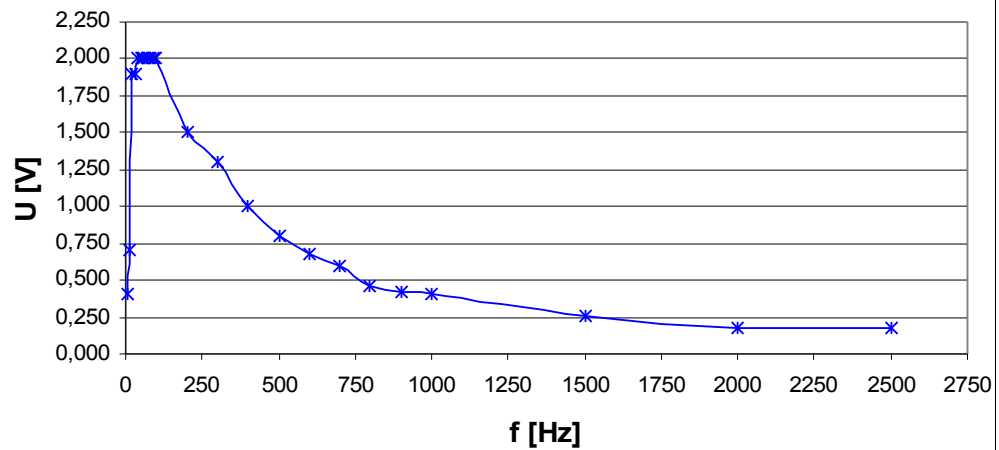
$$Au = \frac{U_2}{U_1} = 1 + \frac{R_3}{R_2 + P_{\max}} = \frac{1M}{(1k + 2,7k)} = 270 \quad (\text{rovnice 4})$$

Maximální zesílení zesilovače

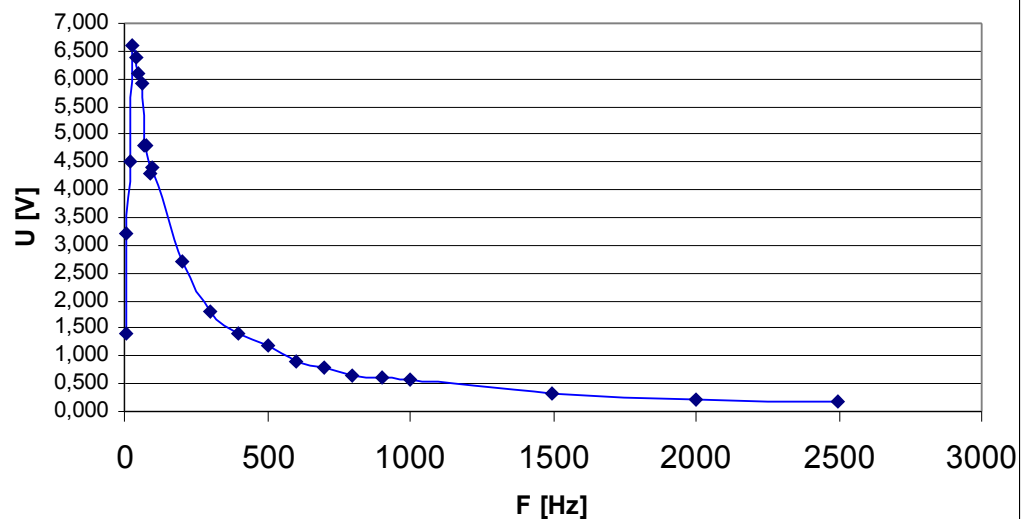
$$Au = \frac{U_2}{U_1} = 1 + \frac{R_3}{R_2 + P_{\min}} = \frac{1M}{(1k + 0)} = 1000 \quad (\text{rovnice 5})$$

4.4 NAMĚŘENÉ FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKY ZESILOVAČE OPO7

**Graf 4.1 frekvenční charakteristika zesilovače
OP07- minimální zesílení**



**Graf 4.2 frekvenční charakteristika zesilovače
OP07 -maximální zesílení**



4.4.1 Úprava zapojení zesilovače respiračních zvuků

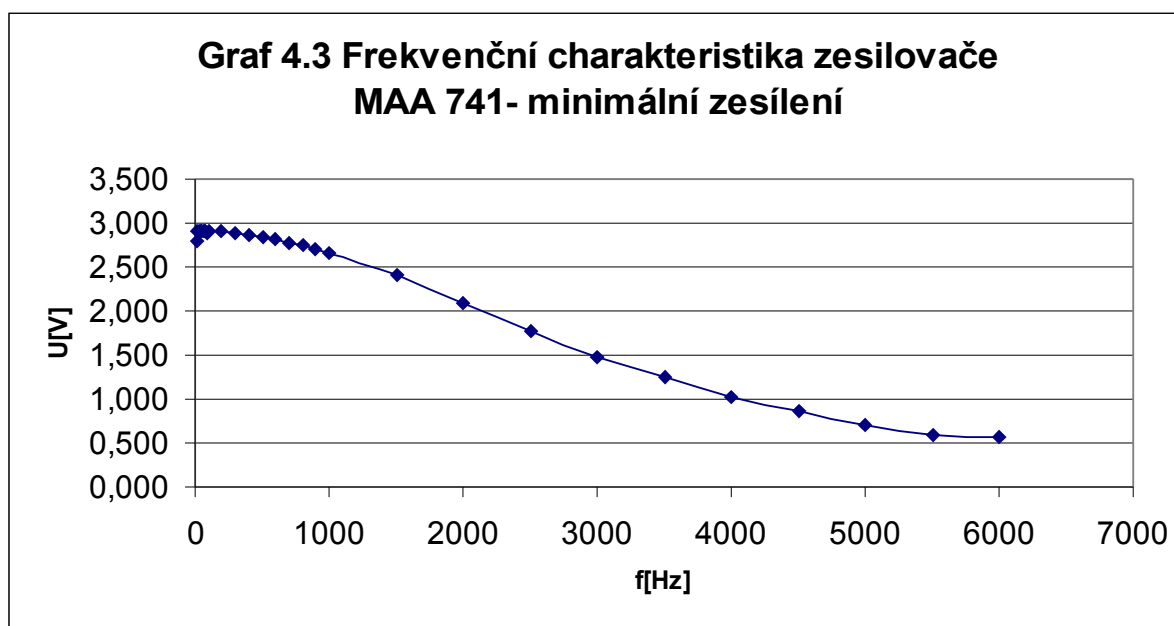
Protože mezní frekvence jak maximálního, tak minimálního zesílení je velmi malá, muselo být zapojení upraveno, protože průběhy respiračních zvuků na frekvencích vyšších než 750 Hz by nebylo možno dále zpracovávat.

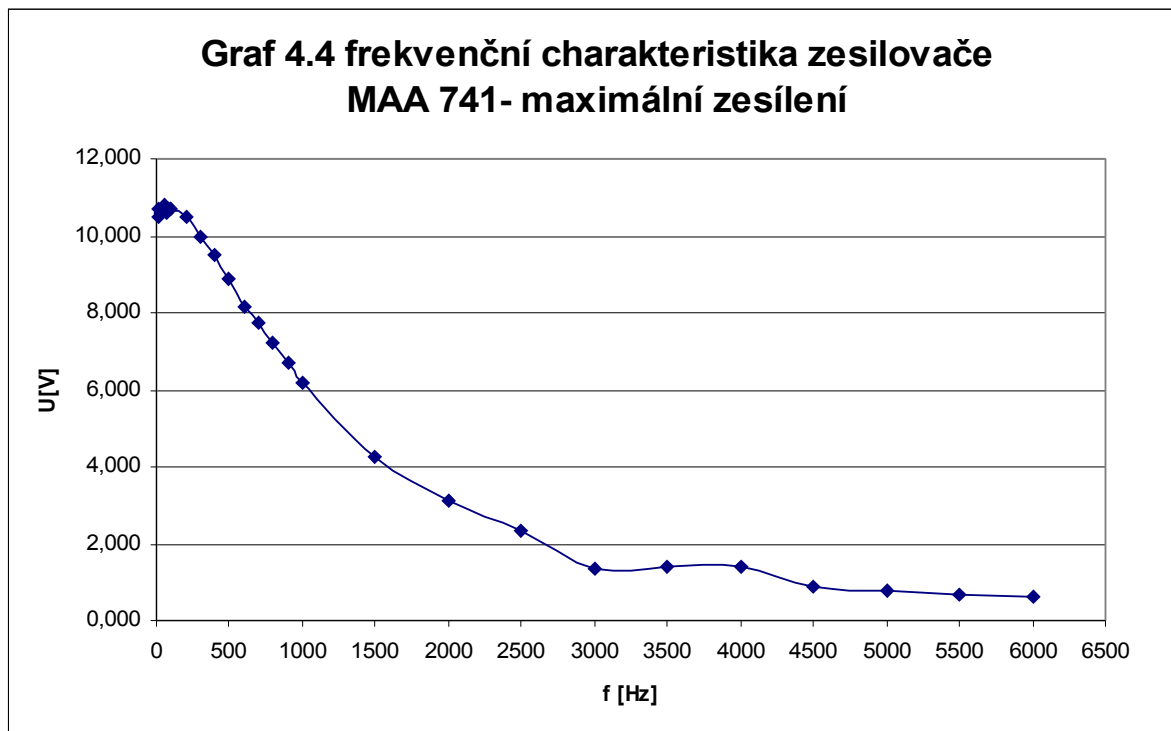
A to následujícím způsobem:

- místo zesilovače OPO7 byl použit zesilovač MAA 741
- kondenzátor $C_5 = 2,2 \mu\text{F}$ byl nahrazen $C_5 = 440 \text{ nF}$

A opět byly změřeny nové frekvenční charakteristiky.

4.5 NOVĚ NAMĚŘENÉ FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKY ZESILOVAČE MAA 741





4.6 ZHODNOCENÍ FUNKCE ZESILOVAČE

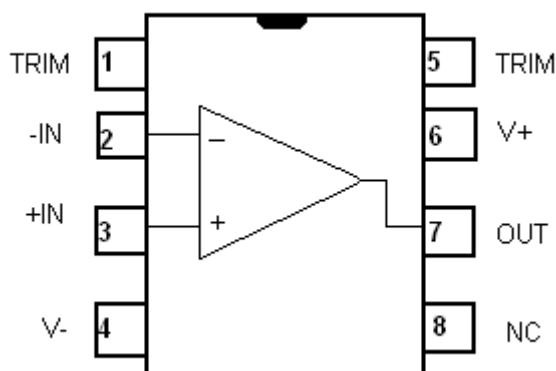
Na vstup zesilovače byl připojen elektretový mikrofón VM 4530 a výstup byl přiveden na měřicí digitalizační kartu pro LabView. Měření bylo provedeno na osobě, ale bylo zjištěno že výsledný měřený signál respiračních zvuků je značně zkreslený. Proto nemohl být dále zpracováván, jelikož by výsledná analýza byla značně nepřesná. Z tohoto důvodu byly použity již odborníky naměřené respirační zvuky.

4.6.1 Mezní hodnoty MAA 741

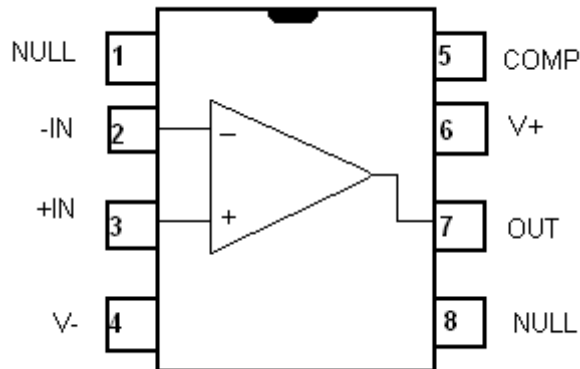
		MIN	MAX
Napájecí napětí	U_{cc}	$\pm 3V$	$\pm 18V$
Vstupní rozdílové napětí	U_{ID}		$\pm 30V$
Vstupní napětí	U_I		$\pm 15V$
Rozsah pracovních teplot	v	$-55^{\circ}C$	$+125^{\circ}C$

4.6.2 Mezní hodnoty OPO7

		MIN	MAX
Napájecí napětí	U_{cc}	$\pm 3V$	$\pm 18V$
Vstupní rozdílové napětí			$\pm 14V$
Rozsah pracovních teplot	v	$-55^{\circ}C$	$+125^{\circ}C$



Obr. 6 Rozložení pinů zesilovače MA 741



Obr. 7 Rozložení pinů zesilovače OP07

4.7 POUŽITÝ ELEKTRETOVÝ MIKROFON PRO MĚŘENÍ RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ

Byly použity elektretové mikrofony VM4530 :

frekvenční rozsah: 20-160000Hz

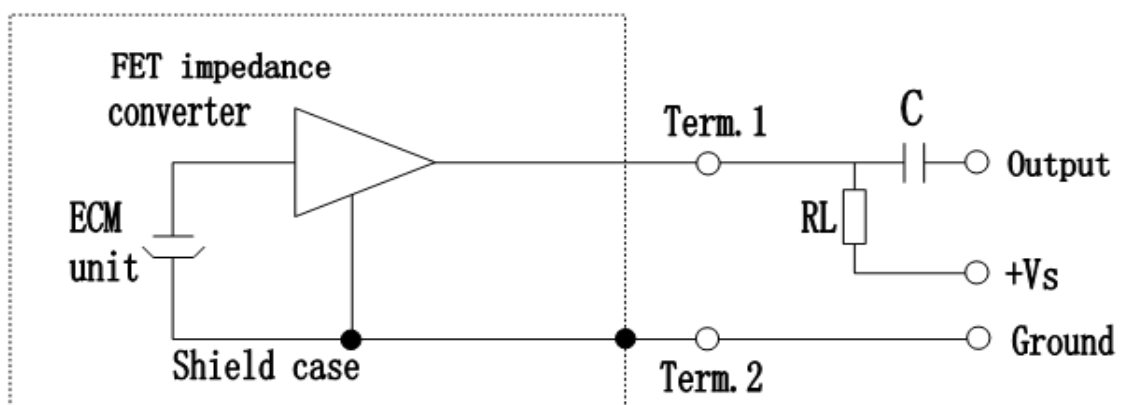
citlivost: -46dB

napájecí napětí: 3-10V

rozměry: 4,5*3mm

hmotnost: 0,4g

$R_L=2,2K\Omega$ $C=1\mu C$



Obr. 8 Vnitřní zapojení elektretového mikrofону VM4530

5. ČASOVĚ- FREKVENČNÍ ANALÝZA SIGNÁLŮ

U této analýzy nám jde o zjištění spekter signálů z jeho krátkých segmentů, většina signálů má totiž nestacionární charakter.

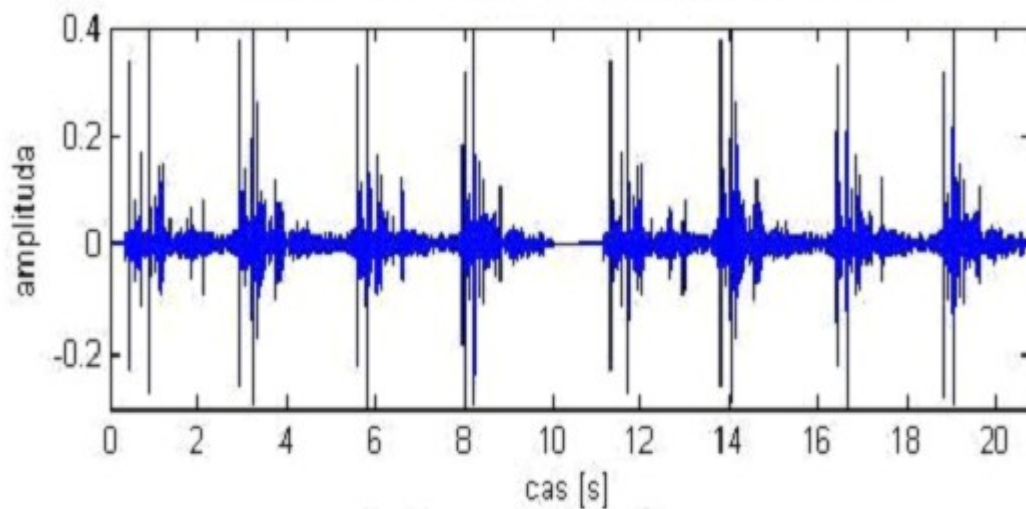
Máme naměřený signál a jde o zjištění vývoje jeho krátkodobého spektra v čase. Tento postup se též nazývá krátkodobá Fourierova transformace (STFT¹):

- Rozdělení signálu na segmenty o délce N - tyto segmenty se často překrývají, pro zlepšení časového rozlišení.
- Stanovení výkonového spektra z každého segmentu
- Uložení jednotlivých spekter do matice – spektra tvoří sloupce matice
- Zobrazení matice a její další analýza

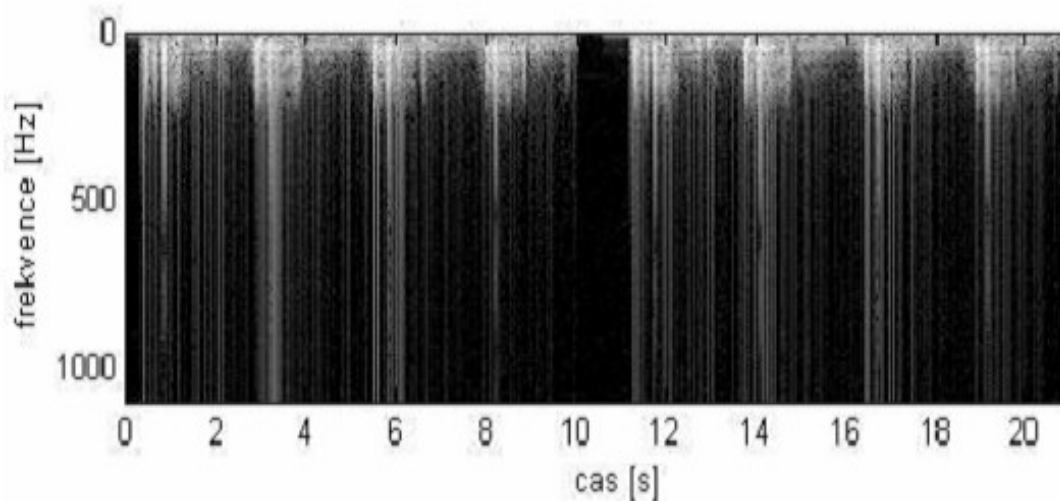
Výsledek je matice spekter tzv. spektrogram, přičemž amplituda spektra moduluje jas.

5.1 ČASOVÝ PRŮBĚH A SPEKTROGRAMY NESPOJITÝCH RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ - PRASKOT; PRO RŮZNOU DÉLKU OKNA A POSUN OKNA

Graf 5.1 časový průběh respiračních zvuků - praskot



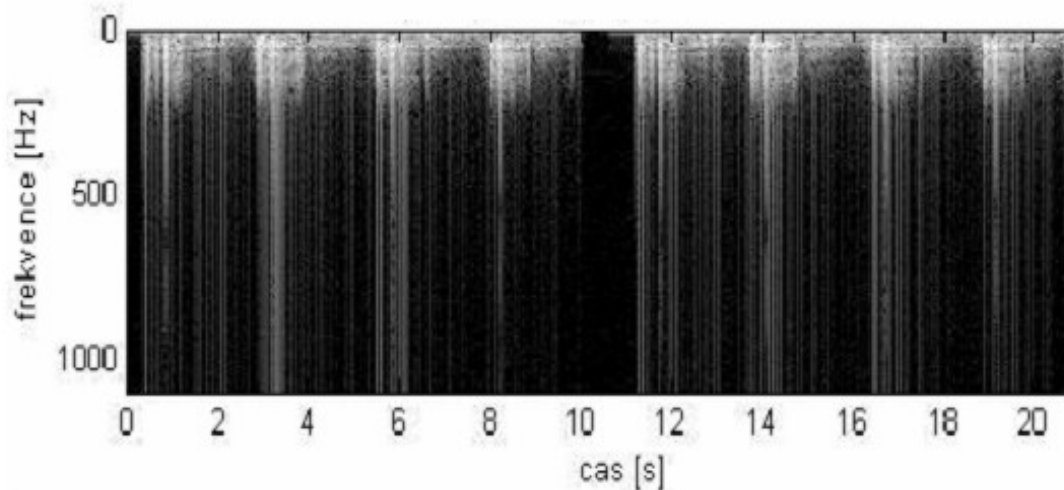
Graf 5.2 vývoj spektra v čase - spektrogram respiračních zvuků - praskot



Délka okna : 100

Posun: 50%

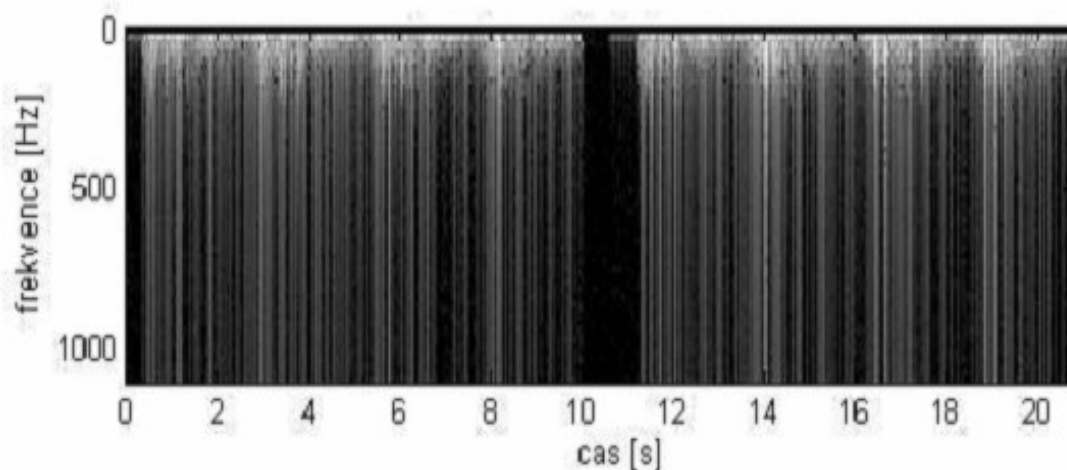
Graf 5.3 vývoj spektra v čase – spektrogram respiračních zvuků - praskot



Délka okna : 1000

Posun: 50%

Graf 5.4 vývoj spektra v čase - spektrogram respiračních zvuků - praskot

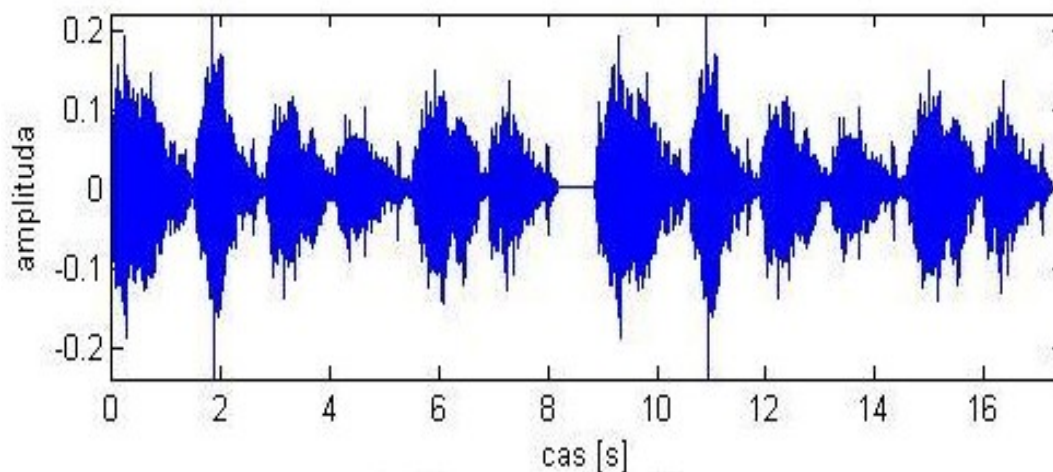


Délka okna : 100

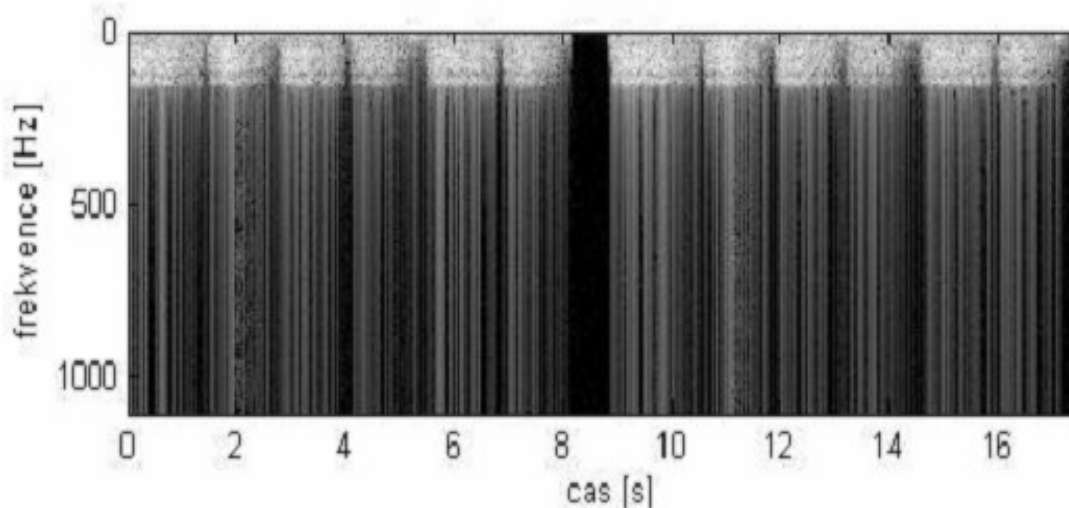
Posun: 10%

5.2 ČASOVÝ PRŮBĚH A SPEKTROGRAMY NORMÁLNÍCH RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ; PRŮDUŠNICOVÝ ZVUK, PRO RŮZNOU DÉLKU OKNA A POSUN OKNA

Graf 5.5 časový průběh průdušnicového zvuku



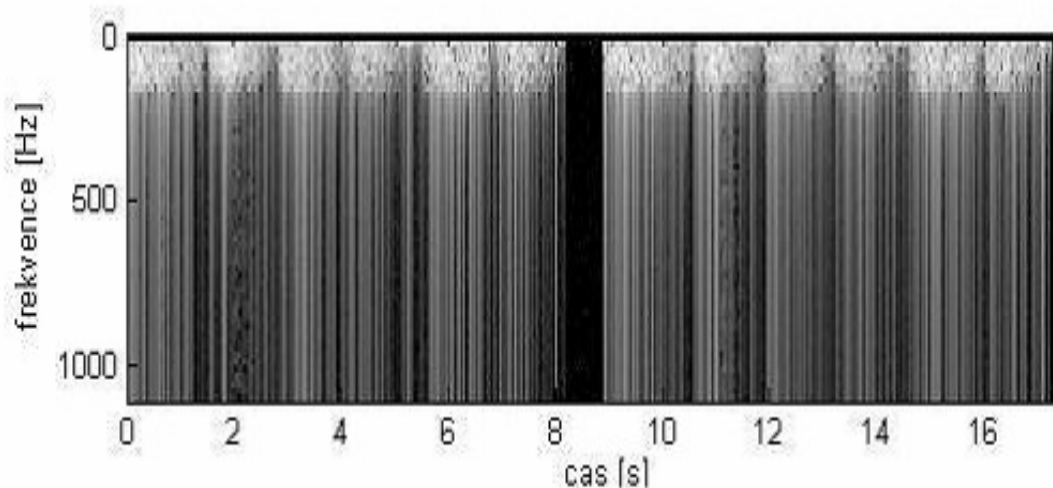
Graf 5.6 vývoj spektra v čase - spektrogram průdušnicových zvuků



Délka okna : 50

Posun: 25%

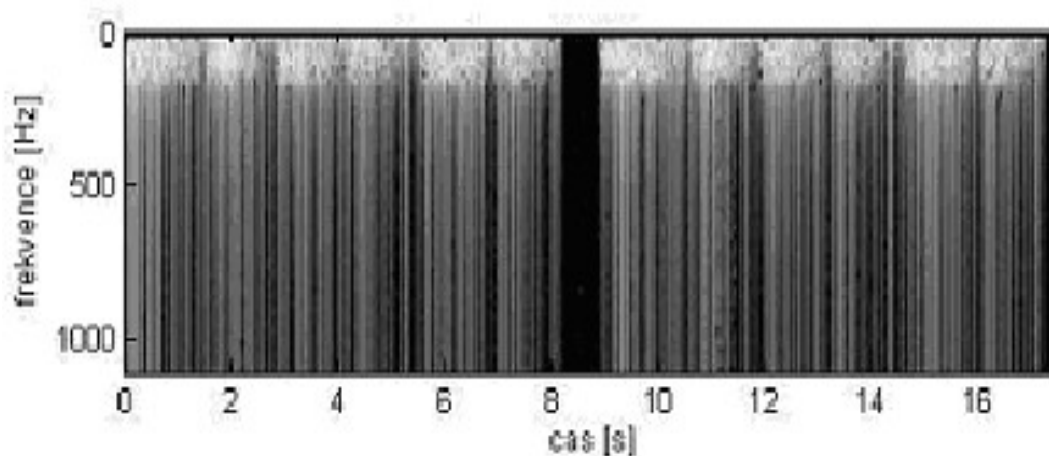
Graf 5.7 vývoj spektra v čase - spektrogram průdušnicových zvuků



Délka okna : 100

Posun: 50%

graf 5.8 vývoj spektra v čase - spektrogram průdušnicových zvuků

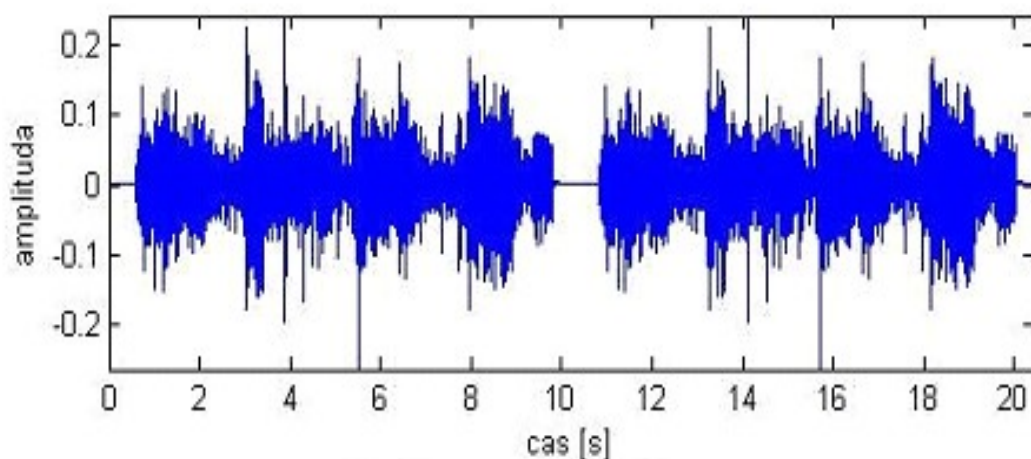


Délka okna : 100

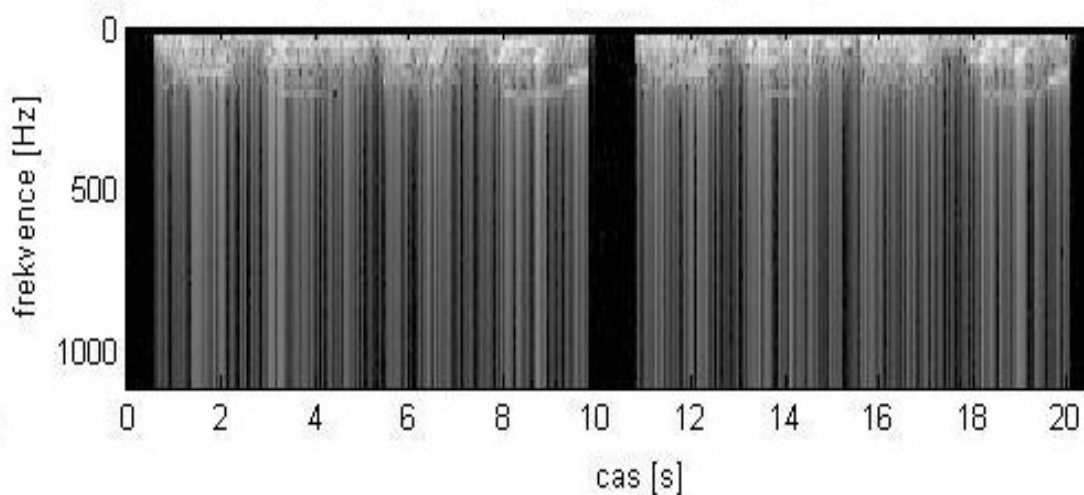
Posun: 10%

5.3 ČASOVÝ PRŮBĚH A SPEKTROGRAMY SPOJITÝCH RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ; SÍPAVÝ ZVUK, PRO RŮZNOU DĚLKU OKNA A POSUN OKNA

Graf 5.9 časový průběh sípavého zvuku



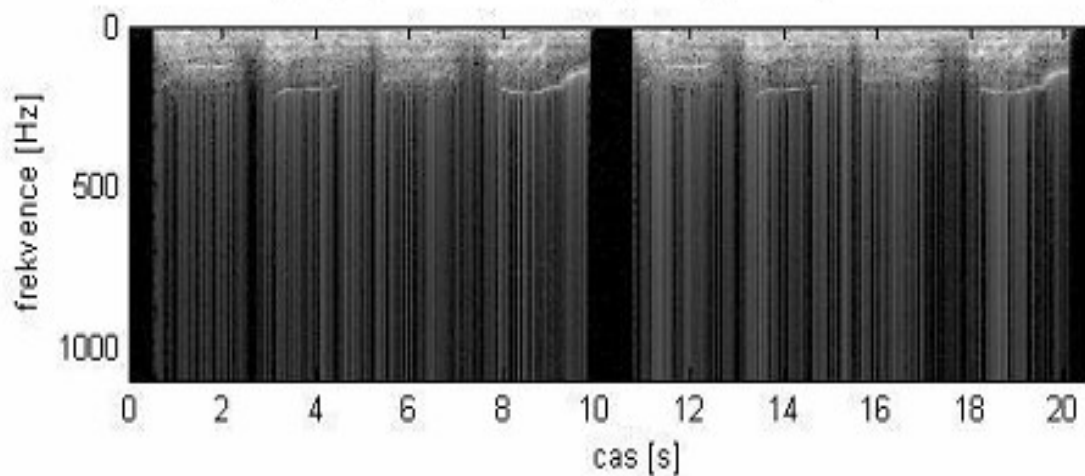
Graf 5.10 vývoj spektra v čase - spektrogram sípavého zvuku



Délka okna : 100

Posun: 50%

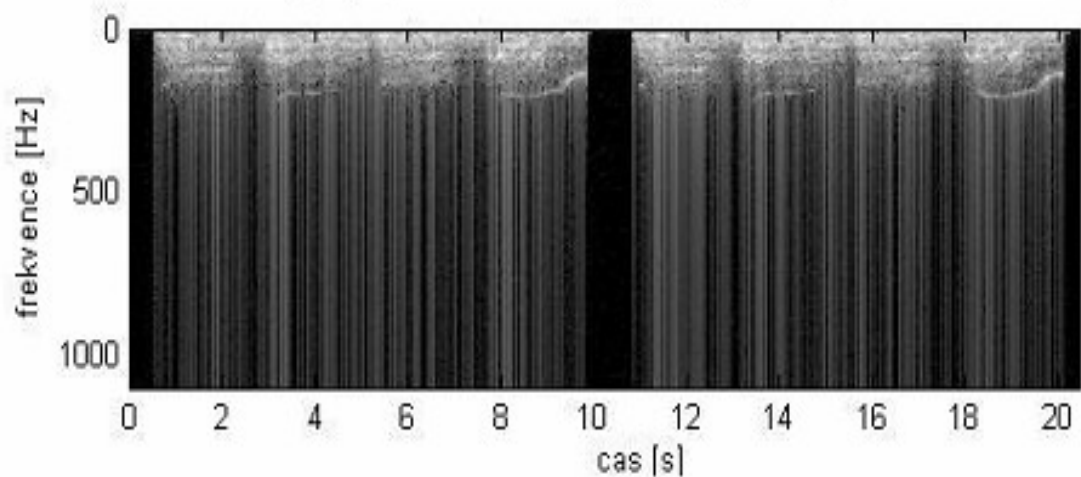
Graf 5.11 vývoj spektra v čase - spektrogram sípavého zvuku



Délka okna : 1000

Posun: 10%

Graf 5.12 vývoj spektra v čase - spektrogram sípavého zvuku



Délka okna : 1000

Posun: 50%

5.4 ZHODNOCENÍ VÝBĚRU DÉLKY OKNA

Základním problémem je volba délky okna. Jestliže bude okno zvoleno příliš dlouhé, ztratíme tím časové rozlišení. Proto je vhodnější volit délku okna kratší. Ovšem tím se zhoršuje rozlišení ve frekvenční oblasti, protože toto rozlišení (minimální vzdálenost dvou spektrálních čar) je nepřímo úměrná délce okna (počtu vzorků z kolika se DFT počítá). Proto je tedy nutné zvolit kompromis

6. ZPRACOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ V LABVIEW

6.1 LABVIEW

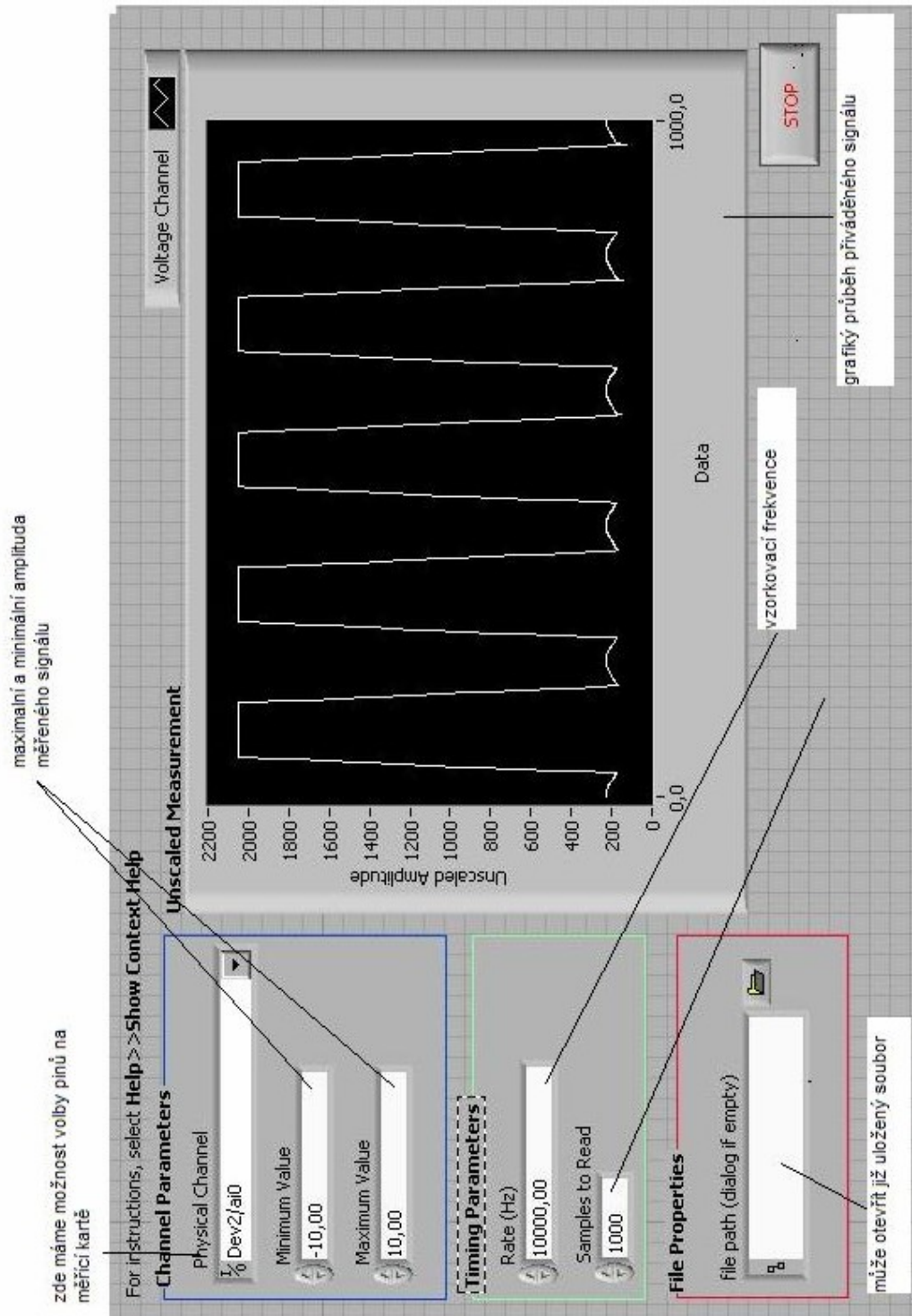
Je vývojové prostředí firmy National Instruments, které pracuje s grafickým programovacím jazykem. Programový kód je tvořen v podobě blokového schématu. Oproti klasickým jazykům se zde program zpracovává na základě toku dat. Výsledné programy z LabVIEW tvoří tzv. Virtuální přístroje.

LabVIEW je navrženo pro techniky, kterým umožňuje rychlou a snadnou tvorbu program. Samotná tvorba program pomocí blokových schémat je velice podobná konstrukci reálných technických zařízení.

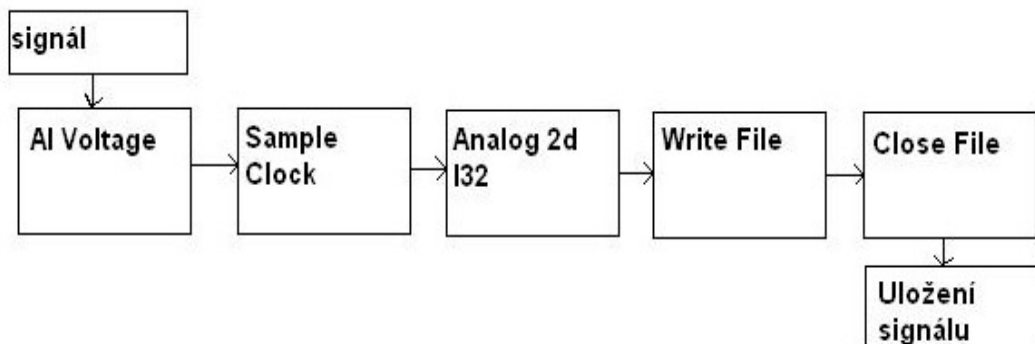
LabVIEW lze využít pro získávání dat, a to přímo, nebo pomocí simulace, dále je možno tato data analyzovat, prezentovat a exportovat.

6.2 PROGRAMOVÉ ŘEŠENÍ MĚŘENÍ RESPIRAČNÍCH ZVUKŮ

V tomto jazyce byl naprogramován program, který je schopen číst ze vstupu měřicí karty naměřené signály respiračních zvuků. Je zde možné prohlížení signálu, nastavování maximální a minimální amplitudy, vzorkovací frekvenci, počet vzorků, popřípadě zastavení průběhu, což umožňuje další zpracování signálu. Je zde možné také otevřít již dříve naměřený a uložený signál.



Obr. 9 panel pro prohlížení a nastavování parametrů signálu načteného z měřicí karty, nebo uloženého v souboru



Obr. 10 zjednodušené blokové schéma pro načtení a zpracování signálu
zjednodušené blokové schéma měřicího řetězce

6.3 POPIS FUNKCE JEDNOTLIVÝCH BLOKŮ

Signál je nutno nejprve načíst, buď ze souboru nebo měřicí karty

- **AI-Voltage:** vytvoří vstupní analogový napěťový kanál
- **Sample Clock:** nastavuje vzorkovací frekvenci načteného signálu
- **Analog 2d I32:** načítá neustále signál (ve smyčce while) dokud uživatel neukončí načítání signál, nebo dokud se nevyskytne chybové hlášení.
- **Write file:** přesune data typu pole a zapisuje je do souboru.
- **Close File:** zavření souboru

Poté se signál uloží.

6.4 POUŽITÁ MĚŘICÍ KARTA PCI 6221 NATIONAL INSTRUMENTS

- Analogový vstup-

Počet kánálů	16
Rozlišení	16 bits
Vzorkovací rychlost	250KS/s
Časové rozlišení	50 ns
Max. rozsah výstupního napětí	±10 V

- Analogový výstup-

Počet kánálů	2
Rozlišení	16 bits
Časové rozlišení	50 ns
Max. rozsah výstupního napětí	±10 V
Min. Rozsah výstupního napětí	±10 V
Výstupní impedance	0,2 Ω

- Digitální vstup/výstup-

Počet kanálů	24
Časování	hardwarově
Maximální časovací rychlost	1Mhz
Maximální vstupní rozsah	0...5V
Minimální vstupní rozsah	0...5V

- Ostatní-

Podporovaný operační systém	Windows, Linux, Rela-Time, Max-Os,
RTX	
Rozměr	15,5*9,7 [cm]

7. ZÁVĚR

Pro praktickou realizaci měření respiračních zvuků, bylo nutno navrhnout zesilovač a to z důvodu že frekvence respiračních zvuků, které jsme měřili se pohybují od jednotek Hz až po několik desítek Hz. Zásadním problémem při realizaci měření byla nesprávná funkčnost zesilovače. Naměřený signál byl velmi zkreslený a zašumělý. Pravděpodobným původcem tohoto rušení je síťový kmitočet (50 Hz), nebo šum zesilovače, který může vzniknout nedokonalými tzv. studenými spoji.

V prostředí Matlab byla provedena spektrální analýza a časově frekvenční analýza již dříve naměřených respiračních zvuků.

V Prostředí LabView byl vytvořen měřicí program, díky němuž jsme schopni si zobrazit naměřené průběhy a dále signál zpracovávat.

8. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Ing. Radim Kolář, Ph.D přednášky Lékařské diagnostické techniky, VUT 2007
- [2] Dr. Peter Abrahams Lidské tělo University College London 1993
ISBN 80-7176-067
- [3] MEDICINE and BIOLOGY Magazine- Repraty and Sound Analysis
(january/february 2007)
- [4] Ing. Jiří Kozumplík, CSc, Ing. Radim Kolář, Ph.D, Prof. Ing. Jiří Jan, CSc
Číslicové zpracování signálu v prostředí Matlab VUT-Brno ISBN 80-214-1964-4
- [5] www.osel.cz/index.php?clanek=2266
- [6] Vademecum zdraví; 2007
<http://vademecum-zdravi.cz/rubrika/diagnoza/dychaci-cesty/>
(<http://vademecum-zdravi.cz/astma/>)
(<http://vademecum-zdravi.cz/tuberkuloza-dosud-nevymizela/>)
- [7] wikipedia poslední revize 26. 2. 2008 dostupné z www.wikipedia.cz
- [8] <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/~kolarr/>
- [9] National Instruments Corporation dostupné z <http://www.ni.com/support/>

9. PŘÍLOHY

**Tabulka 2 naměřené hodnoty frekvenčních charakteristik, zesilovače
respiračních zvuků, pro minimální a maximální zesílení**

f	U_{1pp}	U₁	U_{2pp}	U₂
Hz	V	V	V	V
2500	0,320	0,170	0,370	0,180
2000	0,400	0,180	0,480	0,210
1500	0,540	0,260	0,680	0,330
1000	0,824	0,400	1,070	0,570
900	0,940	0,420	1,150	0,610
800	1,060	0,460	1,400	0,650
700	1,180	0,600	1,540	0,790
600	1,440	0,680	1,920	0,900
500	1,620	0,800	2,300	1,200
400	2,000	1,000	2,840	1,400
300	2,500	1,300	3,700	1,800
200	3,200	1,500	5,480	2,700
100	4,040	2,000	9,280	4,400
90	4,000	2,000	10,000	4,300
80	4,120	2,000	10,000	4,800
70	3,960	2,000	11,400	4,800
60	4,080	2,000	11,800	5,900
50	4,080	2,000	12,600	6,100
40	4,070	2,000	13,100	6,400
30	3,900	1,900	13,700	6,600
20	3,900	1,900	9,000	4,500
10	1,400	0,700	6,600	3,200

Tabulka 3 naměřené hodnoty frekvenčních charakteristik modifikovaného zapojení zesilovače respiračních zvuků, pro minimální a maximální zesílení

f	U_{1pp}	U₁	U_{2pp}	U₂
Hz	V	V	V	V
6000	0,560	0,250	0,600	0,300
5500	0,600	0,300	0,680	0,300
5000	0,700	0,350	0,800	0,400
4500	0,860	0,400	0,900	0,450
4000	1,020	0,500	1,400	0,700
3500	1,260	0,600	1,420	0,700
3000	1,470	0,700	1,360	0,700
2500	1,780	0,800	2,320	1,200
2000	2,100	1,000	3,120	1,500
1500	2,400	1,200	4,280	2,100
1000	2,660	1,300	6,160	3,000
900	2,700	1,300	6,680	3,300
800	2,760	1,300	7,200	3,600
700	2,780	1,400	7,760	3,800
600	2,820	1,400	8,160	4,000
500	2,840	1,400	8,880	4,400
400	2,860	1,400	9,520	4,700
300	2,890	1,400	10,000	5,000
200	2,920	1,500	10,500	5,300
100	2,900	1,500	10,700	5,400
90	2,880	1,400	10,700	5,400
80	2,900	1,400	10,700	5,400
70	2,900	1,400	10,600	5,300
60	2,900	1,400	10,700	5,300
50	2,900	1,400	10,800	5,300
40	2,900	1,400	10,700	5,300
30	2,900	1,400	10,600	5,300
20	2,900	1,400	10,700	5,300
10	2,800	1,400	10,500	5,200

Tabulka 4 nejdůležitějších respiračních zvuků (anglický originál)

CATEGORIES OF RESPIRATORY SOUNDS*				
Respiratory Sound	Mechanisms	Origin	Acoustics	Relevance
Basic sounds				
Normal lung sound	Turbulent flow vortices, unknown mechanisms	Central airways (expiration), lobar to segmental airway (inspiration)	Low-pass filtered noise (range < 100 to > 1,000 Hz)	Regional ventilation, airway caliber
Normal tracheal sound	Turbulent flow, flow impinging on airway walls	Pharynx, larynx, trachea, large airways	Noise with resonances (range < 100 to > 3,000 Hz)	Upper airway configuration
Adventitious sounds				
Wheeze	Airway wall flutter, vortex shedding	Central and lower airways	Sinusoid (range ~ 100 to > 1,000 Hz; duration, typically > 80 ms)	Airway obstruction, flow limitation
Rhonchus	Rupture of fluid films, airway wall vibrations	Larger airways	Series of rapidly dampened sinusoids (typically < 300 Hz and duration > 100 ms)	Secretions, abnormal airway collapsibility
Crackle	Airway wall stress-relaxation	Central and lower airways	Rapidly dampened wave deflection (duration typically < 20 ms)	Airway closure, secretions